

明 細 書

散乱吸収体計測装置及び計測方法

技術分野

- [0001] 本発明は、生体などの散乱吸収体の内部情報を計測する散乱吸収体計測装置及び計測方法に関するものである。

背景技術

- [0002] 近年、光を用いた生体計測が非破壊、非侵襲の利点から注目されている。この計測方法においては、近赤外光などの所定波長の光を計測対象となる生体などの散乱吸収体に照射して、その内部を伝搬させる。そして、伝搬後に外部へと出射された光を光検出器にて検出し、その検出結果から散乱吸収体の内部情報（例えば生体における酸素化・脱酸素化ヘモグロビン濃度情報）を取得する。
- [0003] また、この散乱吸収体計測を多チャンネル化し、同時多点計測を行うことにより、散乱吸収体の画像データを取得するなど様々な計測を行うことができる。このような近赤外光による散乱吸収体計測技術は、例えば生体における脳機能計測などに利用することができる。装置の小型化、低い拘束性、高い感度を得ることが可能な光による計測は、脳の賦活化を簡便に計測するのに適している（例えば特許文献1、2、非特許文献1参照）。

特許文献1：特開平9-184800号公報

特許文献2：特開2001-178708号公報

非特許文献1：H.Eda et al., "Multichannel time-resolved optical tomographic imaging system", Review of Scientific Instruments Vol. 70, p.3595 (1999).

発明の開示

発明が解決しようとする課題

- [0004] 近赤外光による散乱吸収体の内部情報の計測方法としては、計測用の光としてCW光を用いる方法、パルス光に対する検出光の時間分解波形を利用する時間分解分光法（TRS法：Time Resolved Spectroscopy）、あるいは変調光を利用する位相変調分光法（PMS法：Phase Modulation Spectroscopy）などが知られている。これらのう

ち、TRS法は時間分解波形で検出光の時間成分を選択することによって散乱吸収体内での光路長を選択することができ、その内部情報を精度良く計測することができる。

[0005] 一方、このような光を用いた計測では、散乱吸収体に対して光を照射する照射プローブと、散乱吸収体から光を取り出す検出プローブとを一定の間隔で配置して散乱吸収体計測のチャンネルを構成する必要がある。このような構成において多チャンネル計測を行おうとすると、隣接するチャンネル間での距離を十分に確保するなどの空間的な制約を受けることとなる。また、隣接するチャンネルを近接させて配置した場合には、チャンネル間でのクロストークが問題となる。

[0006] 本発明は、以上の問題点を解決するためになされたものであり、空間的な制約を受けることなく、チャンネル間でのクロストークを抑制することが可能な多チャンネルの散乱吸収体計測装置、及び計測方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] このような目的を達成するために、本発明による散乱吸収体計測装置は、散乱吸収体に対してその内部情報を非侵襲的に計測するためのパルス光を所定の光照射位置から照射する光照射手段、及び光照射手段から照射されて散乱吸収体の内部を伝搬した光をそれぞれ所定の光検出位置で検出する少なくとも1個の光検出手段をそれぞれ有するN個(Nは2以上の整数)の計測モジュールを備え、N個の計測モジュールに対応するN個の光照射手段は、散乱吸収体に対して異なる照射タイミングで逐次にパルス光を照射し、光検出手段は、対応する光照射手段での照射タイミングと同期した検出タイミングで光を検出することを特徴とする。

[0008] また、本発明による散乱吸収体計測方法は、散乱吸収体に対してその内部情報を非侵襲的に計測するためのパルス光を所定の光照射位置から照射する光照射手段、及び光照射手段から照射されて散乱吸収体の内部を伝搬した光をそれぞれ所定の光検出位置で検出する少なくとも1個の光検出手段をそれぞれ有するN個(Nは2以上の整数)の計測モジュールを備える計測装置を用い、N個の計測モジュールに対応するN個の光照射手段は、散乱吸収体に対して異なる照射タイミングで逐次にパルス光を照射し、光検出手段は、対応する光照射手段での照射タイミングと同期し

た検出タイミングで光を検出することを特徴とする。

- [0009] 上記した散乱吸収体計測装置及び計測方法においては、光照射手段及び光検出手段から構成された計測モジュールを複数個設置して、多チャンネル計測を実現している。また、パルス光を用いるとともに、その照射タイミングと検出タイミングとを同期させることにより、TRS法による計測が可能となっている。
- [0010] また、N個の計測モジュールのそれぞれにおける光の照射及び検出を異なるタイミングで行うこととしている。これにより、隣接するチャンネルの計測モジュールが近接する場合であっても、チャンネル間でのクロストークが抑制される。また、計測モジュールの近接配置が許容されることにより、空間的な制約を受けることなく、所望の空間分解能で計測を行うことが可能となる。さらに、N個の計測モジュールで逐次光の照射及び検出を行って計測を一巡させている。これにより、散乱吸収体の内部情報の変化に対して、充分なリアルタイム性をもって内部情報を計測することができる。
- [0011] ここで、計測装置は、N個の計測モジュールが有する光照射手段及び光検出手段のそれぞれに対して照射タイミングまたは検出タイミングを指示するタイミング指示手段を備えることが好ましい。この場合には、計測装置の動作を好適に制御することができる。あるいは、外部装置等からタイミングを制御する構成としても良い。
- [0012] また、照射タイミングが連続する2個の光照射手段の間での照射タイミングの間隔が $1\mu\text{sec}$ 以下であることが好ましい。この場合には、内部情報の計測のリアルタイム性を十分に確保することができる。また、このタイミング間隔については、 100nsec 以下の間隔、例えば $50\sim 60\text{nsec}$ の間隔とすることがさらに好ましい。
- [0013] 光照射手段の構成については、N個の光照射手段において、それぞれ1個の光照射手段に対してパルス光を供給するようにN個の光源が設置された構成を用いることができる。あるいは、N個の光照射手段において、それぞれ複数個の光照射手段に対してパルス光を供給するようにM個(Mは1以上N未満の整数)の光源が設置された構成を用いることができる。
- [0014] また、光検出手段の構成については、複数の光検出手段のうちの一部が、複数の計測モジュールによって共有された構成を用いても良い。あるいは、すべての光検出手段がそれぞれ1個の計測モジュールに属する構成であっても良い。

発明の効果

- [0015] 本発明による散乱吸収体計測装置、及び計測方法は、次のような効果を得る。すなわち、光照射手段及び光検出手段から構成された計測モジュールを複数個設置することにより、散乱吸収体の多チャンネル計測が実現される。また、パルス光を用いるとともに、その照射タイミングと検出タイミングとを同期させることにより、TRS法による計測が可能となる。
- [0016] また、N個の計測モジュールのそれぞれにおける光の照射及び検出を異なるタイミングで行うこととしている。これにより、隣接するチャンネルの計測モジュールが近接する場合であっても、チャンネル間でのクロストークが抑制される。また、計測モジュールの近接配置が許容されることにより、空間的な制約を受けることなく、所望の空間分解能で計測を行うことが可能となる。さらに、N個の計測モジュールで逐次光の照射及び検出を行って計測を一巡させている。これにより、散乱吸収体の内部情報の変化に対して、充分なリアルタイム性をもって内部情報を計測することができる。

図面の簡単な説明

- [0017] [図1]図1は、散乱吸収体計測装置の第1実施形態の構成を示すブロック図である。
- [図2]図2は、図1に示した計測装置を用いた散乱吸収体計測方法を示す模式図である。
- [図3]図3は、図1に示した計測装置の動作を示すタイミングチャートである。
- [図4]図4は、散乱吸収体に対する計測モジュールの配置の例を示す図である。
- [図5]図5は、図4に示す構成例での計測装置の動作を示すタイミングチャートである。
- [図6]図6は、散乱吸収体に対する計測モジュールの配置の例を示す図である。
- [図7]図7は、散乱吸収体に対する計測モジュールの配置の例を示す図である。
- [図8]図8は、光照射位置-光検出位置間の距離を変えたときの時間分解波形データを示すグラフである。
- [図9]図9は、隣接する計測モジュールの位置関係を示す図である。
- [図10]図10は、隣接する計測モジュールの位置関係を示す図である。
- [図11]図11は、隣接する計測モジュールからの光による時間分解波形データを示す

グラフである。

[図12]図12は、酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビンの吸収スペクトルを示すグラフである。

[図13]図13は、時間分解波形の一例を示すグラフである。

[図14]図14は、(a) $t=t_1$ 、(b) $t=t_2$ 、及び(c) $t=t_3$ で検出された光成分に対応する散乱吸収体内での光路分布を模式的に示す図である。

[図15]図15は、TRS法における散乱吸収体内での深さ情報の選択について示す図である。

[図16]図16は、散乱吸収体計測装置の第2実施形態の構成を示すブロック図である。

[図17]図17は、図16に示した計測装置の動作を示すタイミングチャートである。

[図18]図18は、散乱吸収体に対する計測モジュールの配置の例を示す図である。

[図19]図19は、図1に示した計測装置の構成の変形例を示すブロック図である。

[図20]図20は、図16に示した計測装置の構成の変形例を示すブロック図である。

[図21]図21は、散乱吸収体に対する計測モジュールの配置の他の例を示す図である。

符号の説明

- [0018] 1…第1計測モジュール、10…パルス光源、11…照射プローブ、60、70…光検出器、61、71…検出プローブ、61a、71a…シャッター、62、72…信号処理回路、63、73…A/D変換器、64、74…メモリ、
- 2…第2計測モジュール、20…パルス光源、21…照射プローブ、22…光遅延器、80、90…光検出器、81、91…検出プローブ、81a、91a…シャッター、82、92…信号処理回路、83、93…A/D変換器、84、94…メモリ、
- 30…パルス光源、50…トリガ回路、51、52…遅延回路、40…光検出器、41…検出プローブ、41a…シャッター、42…信号処理回路、43…A/D変換器、45…セレクタ、46、47…メモリ。

発明を実施するための最良の形態

- [0019] 以下、図面とともに本発明による散乱吸収体計測装置、及び計測方法の好適な実

施形態について詳細に説明する。なお、図面の説明においては同一要素には同一符号を付し、重複する説明を省略する。また、図面の寸法比率は、説明のものと必ずしも一致していない。

[0020] 図1は、本発明による散乱吸収体計測装置の第1実施形態の構成を概略的に示すブロック図である。また、図2は、図1に示した散乱吸収体計測装置を用いた散乱吸収体計測方法を示す模式図である。本散乱吸収体計測装置は、近赤外光などの光によるTRS法を用いて散乱吸収体の内部情報を非侵襲的に計測するものである。本計測装置での計測対象となる散乱吸収体としては、例えば生体などがある。また、計測される内部情報としては、例えば生体内でのヘモグロビンの相対濃度や酸素飽和度などがある。

[0021] 図1に示す計測装置は、第1計測モジュール1、及び第2計測モジュール2の2個の計測モジュールを備えている。

[0022] 第1計測モジュール1は、照射プローブ11を含む光照射手段と、第1検出プローブ61を含む第1光検出手段と、第2検出プローブ71を含む第2光検出手段とを有している。照射プローブ11は、散乱吸収体SM(図2参照)上に設定された光照射位置 P_1 に対して配置されている。また、この照射プローブ11には、散乱吸収体SMに対してその内部情報を非侵襲的に計測するためのパルス光(例えばピコ秒パルス光)を供給するパルス光源30が光ファイバなどの光学系を介して接続され、これによって本計測モジュール1における光照射手段が構成されている。光源30から供給された所定波長のパルス光は、光ファイバ及び照射プローブ11を通過し、散乱吸収体SMに対して光照射位置 P_{10} から照射される。

[0023] なお、パルス光源30としては、具体的な計測方法等に応じて、1波長のパルス光を供給する短パルス光源、または図2に例示するようにそれぞれ異なる波長のパルス光を供給する複数の短パルス光源からなる光源ユニットが用いられる。

[0024] 検出プローブ61は、散乱吸収体SM上に設定された第1光検出位置 P_{11} に対して配置されている。また、この検出プローブ61には、照射プローブ11から照射されて散乱吸収体SMの内部を伝搬した光を検出するための光検出器60が光ファイバなどの光学系を介して接続され、これによって第1光検出手段が構成されている。散乱吸収

体SMの光検出位置 P_{11} へ入射された光は、検出プローブ61及び光ファイバを通過し、光検出器60においてその光強度が検出される。また、検出プローブ61及び光検出器60の間には、検出プローブ61から光検出器60への光の通過を制御するシャッター61aが設置されている。

[0025] 同様に、検出プローブ71は、散乱吸収体SM上に設定された第2光検出位置 P_{12} に対して配置されている。また、この検出プローブ71には、光検出器70が光ファイバ等を介して接続され、これによって第2光検出手段が構成されている。散乱吸収体SMの光検出位置 P_{12} へ入射された光は、検出プローブ71及び光ファイバを通過し、光検出器70においてその光強度が検出される。また、検出プローブ71及び光検出器70の間には、シャッター71aが設置されている。

[0026] また、光検出器60、70から出力される検出信号に対して、それぞれ信号処理回路62、72、A/D変換器63、73、メモリ64、74が設けられている。これらの回路系は、離散的なパルス状の光を検出して積算する時間相関単一光子計数法を用いた計測が可能のように構成されている。

[0027] 具体的には、信号処理回路62、72は、光検出器60、70からの検出信号に対し、検出光の強度情報または時間情報等を取得するために必要な信号処理を行う。この信号処理回路62、72は、例えば図2に示すように、入力した光による検出信号とノイズ信号とを弁別する波高弁別器(CFD)62a、72a、及び時間情報を電圧に変換する時間-振幅変換器(TAC)62b、72bから構成することができる。

[0028] また、A/D変換器63、73は、信号処理回路62、72からの電気信号をデジタル信号へと変換する。そして、A/D変換器63、73から出力されたデジタル信号は、それぞれヒストグラムメモリ64、74に格納されて、検出光の時間分解波形の生成、及びそれを用いた散乱吸収体SMの内部情報の導出などに用いられる。なお、光検出器60、70としては、図2に例示する光電子増倍管(PMT)やフォトダイオードなど、様々な光検出器を用いることができる。

[0029] 一方、第2計測モジュール2は、照射プローブ21を含む光照射手段と、第1検出プローブ81を含む第1光検出手段と、第2検出プローブ91を含む第2光検出手段とを有している。照射プローブ21は、散乱吸収体SM上に設定された光照射位置 P_{20} に

対して配置されている。また、この照射プローブ21には、パルス光源30が光ファイバ等を介して接続され、これによって本計測モジュール2における光照射手段が構成されている。すなわち、本実施形態においては、1個のパルス光源30が2個の計測モジュール1、2に対する共通の光源として設置されており、光源30から供給されたパルス光が分岐されて計測モジュール1、2において用いられている。

[0030] また、計測モジュール2においては、光源30と照射プローブ21との間に、光源30から供給されたパルス光を所定時間 ΔT だけ遅延させる光遅延器22が設けられている。光源30から供給された所定波長のパルス光は、光ファイバ、光遅延器22、及び照射プローブ21を通過し、散乱吸収体SMに対して光照射位置 P_{20} から照射される。光遅延器22としては、例えば所定長さ(光路長)の光ファイバを用いることができる。

[0031] 検出プローブ81は、散乱吸収体SM上に設定された第1光検出位置 P_{21} に対して配置されている。また、この検出プローブ81には、光検出器80が光ファイバ等を介して接続され、これによって第1光検出手段が構成されている。散乱吸収体SMの光検出位置 P_{21} へ入射された光は、検出プローブ81及び光ファイバを通過し、光検出器80においてその光強度が検出される。また、検出プローブ81及び光検出器80の間には、シャッター81aが設置されている。

[0032] 同様に、検出プローブ91は、散乱吸収体SM上に設定された第2光検出位置 P_{22} に対して配置されている。また、この検出プローブ91には、光検出器90が光ファイバ等を介して接続され、これによって第2光検出手段が構成されている。散乱吸収体SMの光検出位置 P_{22} へ入射された光は、検出プローブ91及び光ファイバを通過し、光検出器90においてその光強度が検出される。また、検出プローブ91及び光検出器90の間には、シャッター91aが設置されている。

[0033] また、光検出器80、90から出力される検出信号に対して、それぞれ信号処理回路82、92、A/D変換器83、93、メモリ84、94が設けられている。計測モジュール2におけるこれらの回路系の構成は、計測モジュール1における回路系と同様である。

[0034] これらの計測モジュール1、2を備える計測装置に対して、計測装置の各部の動作タイミングを制御するトリガ回路50が設置されている。このトリガ回路50は、計測モジュール1、2が有する光照射手段及び光検出手段のそれぞれに対してパルス光の照

射タイミングまたは光の検出タイミングを指示するタイミング指示手段である。

- [0035] 図3は、図1に示した散乱吸収体計測装置の動作を示すタイミングチャートである。ここで、図3のタイミングチャートにおいて、グラフ(a)は計測モジュール1、2において照射されるパルス光を示し、グラフ(b)は計測モジュール1の信号処理回路に入力される検出信号及びトリガ信号を示し、グラフ(c)は計測モジュール2の信号処理回路に入力される検出信号及びトリガ信号を示している。
- [0036] 本実施形態においては、トリガ回路50は、図3のグラフ(a)～(c)に破線 S_{t0} で示すように、1個のパルス光源30に対して、計測モジュール1、2のそれぞれにおける照射プローブ11、21からのパルス光の照射タイミングを指示するトリガ信号を送出する。
- [0037] トリガ信号に応じて光源30から出射されたパルス光は、計測モジュール1では、光遅延器を介さずに、照射プローブ11から所定の照射タイミングでパルス光 A_1 として散乱吸収体SMに照射される。また、計測モジュール2では、光遅延器22で所定時間 ΔT だけ遅延され、照射プローブ21からパルス光 A_2 として散乱吸収体SMに照射される(グラフ(a))。これにより、2個の計測モジュール1、2に対応する照射プローブ11、21から、散乱吸収体SMに対してタイミング間隔 ΔT の異なる照射タイミングで逐次にパルス光が照射される。
- [0038] 第1計測モジュール1において照射プローブ11からパルス光 A_1 が照射されると、光路 L_{11} (図2参照)を通った光成分が検出プローブ61へと到達し、光検出器60によって検出される。光検出器60で検出された検出信号はCFD62aへ送られ、CFD62aはパルス光 A_1 の照射タイミングから時間 T_1 だけ遅れた検出信号 C_1 を出力する(グラフ(b))。光検出器70による光路 L_{12} を通った光成分の検出も同様に行われる。
- [0039] 一方、トリガ回路50は、この計測モジュール1に属する2個の信号処理回路62、72に対して、照射プローブ11からのパルス光 A_1 の照射タイミングに同期した所定の検出タイミングで光を検出するためのトリガ信号を送出する。例えば、CFD62aからの検出信号 C_1 がTAC62bに対してスタート信号として入力されている場合、トリガ回路50は、TAC62bでストップ信号として用いられるパルス光 A_1 の照射タイミングから時間 T_0 だけ遅れたトリガ信号 B_1 を送出する(グラフ(b))。これにより、光検出器60の検出信号が時間分解計測される。光検出器70から信号処理回路72へと入力された検

出力信号の時間分解計測も同様に行われる。

- [0040] 続いて、第2計測モジュール2において照射プローブ21からパルス光 A_2 が照射されると、光路 L_{21} を通った光成分が検出プローブ81へと到達し、光検出器80によって検出される。光検出器80で検出された検出信号はCFD82aへ送られ、CFD82aはパルス光 A_2 の照射タイミングから時間 T_2 だけ遅れた検出信号 C_2 を出力する(グラフ(c))。光検出器90による光路 L_{22} を通った光成分の検出も同様に行われる。
- [0041] 一方、トリガ回路50は、この計測モジュール2に属する2個の信号処理回路82、92に対して、照射プローブ21からのパルス光 A_2 の照射タイミングに同期した所定の検出タイミングで光を検出するためのトリガ信号、例えばTACでのストップ信号として用いられるトリガ信号 B_2 を送出する(グラフ(c))。これにより、光検出器80からの検出信号、及び光検出器90からの検出信号が時間分解計測される。
- [0042] 以上により、2個の計測モジュール1、2で逐次光の照射及び検出を行う計測の一巡が終了する。そして、このような計測を多数回にわたって繰返し、それらの検出結果を積算することにより、TRS法による散乱吸収体の内部情報の計測に用いられる検出光の時間分解波形が得られる。図3のグラフ(d)においては、その例として、グラフ(b)に示した計測モジュール1での検出信号 C_1 及びトリガ信号 B_1 により求めた時間-電圧変換信号を積算した時間分解波形 D_1 を示している。なお、トリガ回路50は、信号処理回路に加えて、検出プローブ及び光検出器の間に設けられたシャッターの動作タイミング等をも併せて制御しても良い。また、ゲーティング機能を備えた光検出器を使用する場合には、シャッターに替えて、光検出器をON/OFFさせるゲート動作のタイミングをトリガ回路50から制御しても良い。
- [0043] また、図1～図3においては、簡単のため、計測モジュールの個数を2個としているが、一般には、 N 個(N は2以上の整数)の計測モジュールを備えて計測装置を構成することができる。また、各計測モジュールが有する光検出手段(検出プローブ)の個数については、一般には少なくとも1個、すなわち1個または複数個とすることができる。
- [0044] 上記実施形態による散乱吸収体計測装置、及び計測方法の効果について説明する。

- [0045] 図1～図3に示した計測装置、及び計測方法においては、照射プローブを含む光照射手段、及び検出プローブを含む光検出手段から構成された計測モジュールを複数個設置することによって、画像データの取得等が可能な多チャンネルでの散乱吸収体計測が実現されている。また、計測用の光としてCW光ではなくパルス光を用いるとともに、光照射手段でのパルス光の照射タイミングと、対応する光検出手段での光の検出タイミングとを同期させることにより、TRS法による計測が可能となっている。
- [0046] また、2個の計測モジュール1、2のそれぞれにおける光の照射及び検出を、互いに異なるタイミングで行うこととしている。これにより、隣接するチャンネルの計測モジュール1、2が散乱吸収体SM上で近接して配置される場合であっても、チャンネル間でのクロストークが抑制される。さらに、このクロストークの抑制により、計測モジュールの近接配置が許容される。これにより、空間的な制約を受けることなく、所望の空間分解能で計測を行うことが可能となる。
- [0047] 図4は、散乱吸収体に対する計測モジュールの配置の一例を示す図である。この図では、4個の計測モジュール1A～4Aが近接配置された構成例を示している。これらの計測モジュール1A～4Aのうち、左上の計測モジュール1Aは、照射プローブ100と、照射プローブ100を中心とする正方形の各頂点に配置された4個の検出プローブ101～104とを有して構成されている。また、左下の計測モジュール2A、右上の計測モジュール3A、及び右下の計測モジュール4Aについても同様の構成となっている。
- [0048] 生体計測等においてその内部情報に時間変化がある場合、各計測モジュールでの光の照射及び検出は同時に行われることが好ましい。しかしながら、図4に示したような構成では、計測モジュール1A～4Aでの各照射プローブからのパルス光の照射を同時に行うと、例えば、計測モジュール2Aに属する検出プローブのうちで計測モジュール1A側に位置する検出プローブ201、203には、計測モジュール2Aの照射プローブ200からの光のみでなく、隣接する計測モジュール1Aの照射プローブ100からの光も入射してしまい、チャンネル間でのクロストークが発生する。
- [0049] これに対して、光の照射及び検出を上記のように異なるタイミングで逐次に行うこと

により、図5のグラフ(a)ー(d)に図4に示す構成例での動作のタイミングチャートを示すように、隣接するチャンネル間でのクロストークの発生を防止しつつ計測を行うことができる。

- [0050] また、上記実施形態の計測装置及び計測方法では、N個(図1に示した例では2個、図4に示した例では4個)の計測モジュールで逐次に光の照射及び検出を行って計測を一巡させ、それを複数回にわたって繰返して検出光の時間分解計測を行っている。
- [0051] 例えば、図3のグラフ(d)に示したような検出光の積算時間分解波形を得る方法としては、計測モジュールで多数回の計測を連続的に行って積算時間分解波形を取得するとともに、そのような計測を順に各計測モジュールで行う方法が考えられる(例えば、非特許文献1:H.Eda et al., Review of Scientific Instruments Vol. 70, p.3595 (1999).を参照)。しかしながら、このような方法では、1個の計測モジュールにおいて時間分解波形を得るために多数回の計測を行わなければならない、計測モジュール毎に計測タイミングが大きくずれる(例えば1ー数秒程度)こととなる。このような計測タイミングのずれは、例えば、生体内の酸素化、脱酸素化ヘモグロビンの経時変化を計測するような場合に特に問題となる。
- [0052] これに対して、複数の計測モジュールでの計測を、1回ずつ計測モジュールを切り換えて逐次に行うことにより、計測モジュール間での計測タイミングのずれはパルス光の照射タイミングの間隔 ΔT 程度となる。これにより、散乱吸収体の内部情報の変化に対して、十分なリアルタイム性をもって内部情報を計測することが可能となる。
- [0053] この計測タイミングについては、パルス光の照射タイミングが連続する2個の光照射手段(2個の計測モジュール)の間での照射タイミングの間隔 ΔT を $1\mu\text{sec}$ 以下とすることが好ましい。これにより、例えば生体計測レベル(約100msec以上)などの散乱吸収体の計測レベルに対して、内部情報の計測のリアルタイム性を十分に確保することができる。また、このタイミング間隔 ΔT については、100nsec以下の間隔、例えば50ー60nsecの間隔とすることがさらに好ましい。
- [0054] また、図1に示した構成では、計測装置において、計測モジュール1、2に対して光の照射タイミング及び検出タイミングを指示するタイミング指示手段としてトリガ回路5

0を設けている。これにより、計測装置の動作を好適に制御することができる。ただし、このようなタイミングの指示については、外部装置等からタイミングを制御する構成としても良い。

- [0055] なお、特許文献2:特開2001-178708号公報には、複数の光照射器及び光検出器を被検査体上に配置することが記載されている。しかしながら、この装置では、単に光照射器と光検出器を交互に配置した構成となっており、複数の計測モジュールからなる構成とはなっていない。これに対して、図1に示した計測装置では、光照射手段と光検出手段とを対応付けて計測モジュールを構成してそれを複数個設置し、各計測モジュールにおいて光の照射と検出とを同期させた時間分解計測を行うとともに、複数の計測モジュール間での逐次計測を行っている。これにより、上述したように、空間的な制約を受けることなく、かつ、チャンネル間でのクロストークを抑制することが可能な多チャンネルの計測装置を実現することができる。
- [0056] また、複数の計測モジュールを備える計測装置の構成については、上述したように、一般には、光照射手段、及び少なくとも1個の光検出手段をそれぞれ有するN個(Nは2以上の整数)の計測モジュールを備える計測装置に対して、上記した構成を適用することができる。また、それらの計測モジュールの配置についても、様々な配置を用いることができる。
- [0057] 図6及び図7は、散乱吸収体に対する計測モジュールの配置の他の例を示す図である。図6に示す構成例では、図4に示した計測モジュール1A〜4Aと同様の構成を有する4個の計測モジュール1B〜4Bが、互いに一部重なり合うように配置されている。この場合には、隣接する光検出位置間の距離は、図4の場合の略1/2である。このように、上記構成の計測装置及び計測方法によれば、散乱吸収体に対して照射プローブ及び検出プローブを高密度で配置して、高分解能で計測を行うことが可能である。
- [0058] 図7の構成例(a)〜(c)では、計測対象の散乱吸収体として生体の頭部を想定した場合の計測モジュールの配置例を示している。いずれの配置例においても、各計測モジュールの中心に照射プローブが位置し、その周辺に複数の検出プローブが配置された構成となっている。

- [0059] 図7の構成例(a)では、正六角形のプローブ配置を有する2個の計測モジュール1C、2Cが、クロストークが問題とならない十分な距離をおいて配置されている。また、構成例(b)では、正五角形のプローブ配置を有する2個の計測モジュール1D、2Dが、互いに一部重なり合うように配置されている。また、構成例(c)では、長方形のプローブ配置を有する3個の計測モジュール1E、2E、3Eが、互いに近接または一部重なり合うように配置されている。
- [0060] このように、本発明による散乱吸収体計測装置においては、様々な計測モジュールの配置を適用することが可能である。ただし、各計測モジュールの構成については、正多角形のプローブ配置など、光照射位置-光検出位置間の距離が等しくなるプローブ配置とすることが好ましい。
- [0061] なお、照射プローブと検出プローブとが極めて近い位置、または同じ位置にある場合、検出プローブに接続されている光検出器を保護するため、メカニカルまたは液晶等によるシャッターで遮光を行うことが好ましい。また、ゲーティング機能を備えた光検出器を使用する場合には、光検出器をON/OFFさせるゲート動作のタイミングをトリガ回路50から制御することが好ましい。その場合、照射プローブから光を照射している間、光検出器の動作を停止させるようなゲート動作を行えば良い。
- [0062] ここで、ゲーティングとは、PMTを例にすると、計測において電氣的にPMTをスイッチングして、所望の時間幅の信号のみを計測することをいう。このゲーティング機能を利用すれば、シャッターに替えて、過大な光入射から光検出器を保護することができる。また、高速の光検出器として、ストリークカメラを用いても良い。また、照射プローブ及び検出プローブとしては、検出用光ファイバが照射用光ファイバを中心として周上に複数配置されたバンドルファイバを用いても良い。
- [0063] 上記構成の計測装置及び計測方法による隣接チャンネル間でのクロストークの抑制効果についてさらに説明する。
- [0064] 図8は、光照射位置-光検出位置間の距離を変えたときの時間分解波形データを示すグラフである。このグラフにおいて、横軸は時間(channel)を、縦軸はカウント数(log)を示している。また、グラフG1は光照射位置-光検出位置間の距離=4cmでの波形データ、グラフG2は距離=6cmでの波形データ、グラフG3は距離=8cmで

の波形データ、グラフG4は距離＝10cmでの波形データをそれぞれ示している。なお、横軸は、2000chが約50nsecに相当している。

- [0065] この波形データでは、散乱吸収体に照射するパルス光として、波長760、800、830nmの3波長の短パルスレーザ光を用いている。これに対応して、図8に示す各グラフでは、3波長に対応する3つのピークを持つ時間分解波形が得られている。また、光照射位置－光検出位置間の距離が離れるほど光強度が低下するためにピーク高さが低くなっており、ピークの重心位置は時間遅れのために後方にずれている。
- [0066] 実際の計測を行う際の光照射位置－光検出位置間の距離は、例えば2.5cm～4cm程度である。図9の配置例に示すように、計測モジュール1における照射プローブ100と検出プローブ101との距離を4cm、隣接する計測モジュール2の照射プローブ200と検出プローブ101との距離を6cmとすると、図8のグラフG1、G2からわかるように、照射プローブ100、200から同時にパルス光を照射した場合には、隣接する計測モジュール間でのクロストークの影響は小さくない。
- [0067] これに対して、例えば隣接する計測モジュール2の照射プローブ200と検出プローブ101との距離を8cm以上とすれば、クロストークの影響は低減されるが、一方で計測モジュール同士を近接して配置できず、計測に大きな制約がつくこととなる。さらに、図10の配置例(a)に示すように隣接する計測モジュール1、2同士が接する場合、あるいは図10の配置例(b)に示すように隣接する計測モジュール1、2同士が一部重なり合う場合には、正確な計測が不可能となってしまう。
- [0068] 例えば、図10の配置例(a)に示す構成では、4cm離れた照射プローブ200からの光が、検出プローブ101において図11のグラフ(a)に示すように計測される。これに対して、図10の配置例(a)に示す構成において、複数の計測モジュールで逐次に同期計測を行う上記方法によれば、照射プローブ200からの光は、検出プローブ101においては図11のグラフ(b)に示すように計測されない。このように、複数の計測モジュールでの計測タイミングの間隔を適切(例えば50nsec)に設定して逐次計測を行うことにより、プローブ配置等に関して空間的な制約を受けることなく、かつ、チャンネル間でのクロストークを抑制することが可能となる。
- [0069] 次に、上記した計測装置及び計測方法において用いられるTRS法による散乱吸収

体の内部情報の計測、及びその利点等について、生体における酸素化ヘモグロビン (HbO_2) 及び脱酸素化ヘモグロビン (Hb) の濃度計測を例として説明する。

[0070] 光を用いた生体計測では、生体内の酸素を直接計測することができないが、酸素代謝に関与する血液中のヘモグロビンなどの色素蛋白は、酸素と結合した状態と解離した状態とで光の吸収スペクトルが異なるため、これを利用して間接的に生体内の酸素代謝についての情報を得ることができる。

[0071] 酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビンの吸収スペクトル(光吸収特性の波長依存性)を図12に示す。ヘモグロビンの吸収スペクトルでは、600nm以下の波長領域では光の減衰が大きく透過光を計測することは難しいが、近赤外光(生体内で減衰の小さい波長、例えば、波長700〜1100nmの光)を用いれば、そのような透過光計測が可能である。

[0072] 生体組織を透過した近赤外光に対する吸光度Aは、Beer-Lambert則を応用して、ほぼ以下の(1)式のように表される。

[数1]

$$A = \log(I_0 / I) \\ = \{ \epsilon_{\text{HbO}_2} [\text{HbO}_2] + \epsilon_{\text{Hb}} [\text{Hb}] \} L + S \quad \dots (1)$$

[0073] ここで、 I_0 は入射光量、 I は透過光量、 ϵ_{HbO_2} は HbO_2 の吸光係数、 ϵ_{Hb} は Hb の吸光係数、 $[\text{HbO}_2]$ は酸素化ヘモグロビンの濃度、 $[\text{Hb}]$ は脱酸素化ヘモグロビンの濃度、 L は実効的光路長、 S は散乱による減光度である。実際にこの(1)式を用いてヘモグロビンの濃度を算出する場合には、近赤外光領域内にあるいくつかの波長の光が用いられる。図12には、その例として、760nm、800nm、830nmの3つの波長を示している。

[0074] このような光計測において、計測用の光としてCW光を用いる計測方法では、検出される光の散乱吸収体内での光路長に関する情報が不足することが定量測定を行う上で問題となる。一方、パルス光を用いたTRS法による計測方法では、光路長に関する情報を含む様々な情報を得ることができるという利点がある。

[0075] 生体などの散乱吸収体内での光の振舞いは、光に対する散乱係数、吸収係数、及

び光照射位置-光検出位置間の距離を関数とした光拡散方程式によって記述される。例えば、半無限媒質に対して時間的に充分短いパルス光を入射した場合、入射点と同一面上の位置 r での時刻 t における光強度 $R(\rho, t)$ は、(2)式で表される。

[数2]

$$R(\rho, t) = (4\pi Dc)^{-3/2} z_0 t^{-5/2} \exp(-\mu_a ct) \exp\left(-\frac{\rho^2 + z_0^2}{4Dc}\right) \dots (2)$$

[0076] ここで、 ρ (cm)は光検出器の位置、 t (sec)はパルス光が入射されてからの時間、 D (cm)は拡散係数 $D=1/3\mu_s'$ 、 μ_s' (cm^{-1})は等価散乱係数、 c (cm/sec)は媒質中での光の速度、 z_0 (cm)は $z_0=1/\mu_a'$ 、 μ_a' (cm^{-1})は吸収係数である。パルス光を用いたTRS法による散乱吸収体計測で得られる時間分解波形を、この光拡散方程式を用いて解析することにより、光に対する吸収係数及び散乱係数が算出される。そして、吸収係数と、吸収物質(例えばヘモグロビン)の濃度との関係を利用することにより、散乱吸収体内での吸収物質の濃度定量が可能となる。

[0077] このような散乱吸収体計測方法を用いた光マッピングや光CTでは、例えば、生体内での酸素濃度の分布を2次元または3次的に求めることが目標の1つとなっている。光CTは、PETやfMRIなどに比べて簡便、安全、かつ非侵襲に連続して計測可能な画像診断方法として注目されている。

[0078] このような光マッピング(2次元または3次元を含む)や光CTによる画像再構成を行うためには、生体についての多くの内部情報を取得することが必要となるが、CW光を用いた計測では得られる情報が限られる。これに対して、TRS法を用いた計測では、1つの光源-光検出器のペアでも例えば500点以上のデータから構成される波形データにより非常に多くの情報を取得することができ、画像再構成等を行う上で有利である。

[0079] 図13は、TRS法を用いた散乱吸収体計測によって得られる時間分解波形の一例を示すグラフである。このグラフにおいて、横軸は時間 t (ns)を示し、縦軸は検出される光強度(a. u.)を示している。このような波形データにおいて、 $t=t_1=2\text{ns}$ での時間成分、 $t_2=8\text{ns}$ での時間成分、及び $t_3=20\text{ns}$ での時間成分をそれぞれ選択するこ

とを考える。

- [0080] 図14は、(a) $t=t_1$ 、(b) $t=t_2$ 、及び(c) $t=t_3$ で検出された光成分に対応する散乱吸収体SM内での光路分布を模式的に示す図である。ここでは1辺が80mmの2次元平面モデルを用い、光照射位置 P_0 と光検出位置 P_1 との距離を75mmとしている。
- [0081] 光照射位置 P_0 と光検出位置 P_1 との間で図13に示した時間分解波形データを取得した場合、その波形データでは、検出時間 t によって対応する光成分の散乱吸収体SM内での光路分布が変化する。具体的には、図14の光路分布(a)～(c)に示すように、時間 t が遅くなると散乱吸収体SM内での光路長が長くなり、その光路分布の深さが深くなる。したがって、TRS法によって計測を行い、得られた時間分解波形データで検出時間 t によって光成分を選択することにより、同一の計測位置 P_0 、 P_1 で、散乱吸収体内での深さ情報を選択することができる。
- [0082] TRS法における散乱吸収体内での深さ情報の選択について、図15を用いてさらに説明する。ここでは、図15の配置例(a)に示すプローブ配置において、散乱吸収体上に設定された3つの計測位置 P_0 、 P_1 、 P_2 を用いた計測を考える。これらの計測位置は、 P_1 、 P_0 、 P_2 の順で等間隔に並んでいる。
- [0083] このような構成において、計測対象となる散乱吸収体SMに対して、各計測位置が設定されている表面から深さ d までの領域(第1層) R_1 と、深さ d 以上の領域(第2層) R_2 とを、内部情報を得ようとする領域として設定する。このような領域は、例えば、生体計測においてその表皮から体内への層構造に対応して設定される。
- [0084] このように複数の計測領域を設定した場合、CW光を用いた計測方法では深さ情報を選択することができないため、図15の光路分布(b)、(c)に示すように、計測位置間の距離を変えることが必要となる。すなわち、浅い領域 R_1 について計測を行うには、 P_0 を光照射位置、 P_1 、 P_2 を光検出位置として、光照射位置—光検出位置間の距離を短くする。一方、深い領域 R_2 について計測を行うには、 P_1 を光照射位置、 P_2 を光検出位置として、光照射位置—光検出位置間の距離を長くする。このような計測では、光照射位置及び光検出位置を切り換える必要があるために、領域 R_1 、 R_2 のデータを同時には取得することができない。また、計測位置 P_1 については、光照射手段及び光検出手段の両方の機能を兼ねる同軸ファイバなどのプローブを用いる必要がある。

る。

- [0085] これに対して、TRS法を用いた計測方法では、上述したように検出時間 t で光成分を選択することによって深さ情報を選択することができる。したがって、図15の光路分布(b)、(d)に示すように、 P_0 を光照射位置、 P_1 、 P_2 を光検出位置とした同一の配置のままで、領域 R_1 、 R_2 のそれぞれについて同時に計測を行うことができる。このように、TRS法を用いた散乱吸収体計測では、時間分解波形データによって非常に多くの情報を効率的に取得することが可能である。
- [0086] 本発明による散乱吸収体計測装置、及び計測方法についてさらに説明する。
- [0087] 図16は、本発明による散乱吸収体計測装置の第2実施形態の構成を概略的に示すブロック図である。図16に示す計測装置は、第1計測モジュール1、及び第2計測モジュール2の2個の計測モジュールを備えている。
- [0088] 第1計測モジュール1は、照射プローブ11を含む光照射手段と、第1検出プローブ61を含む第1光検出手段と、第2検出プローブ71を含む第2光検出手段とを有している。これらのうち、光照射手段における照射プローブ11、第1光検出手段における検出プローブ61、光検出器60、及び回路系、第2光検出手段における検出プローブ71、光検出器70、及び回路系の構成については、図1に示した構成と同様である。
- [0089] 照射プローブ11には、散乱吸収体SM(図2参照)に対してその内部情報を非侵襲的に計測するためのパルス光を供給するパルス光源10が光ファイバなどの光学系を介して接続され、これによって本計測モジュール1における光照射手段が構成されている。光源10から供給された所定波長のパルス光は、光ファイバ及び照射プローブ11を通過し、散乱吸収体SMに対して光照射位置 P_{10} から照射される。
- [0090] 一方、第2計測モジュール2は、照射プローブ21を含む光照射手段と、第1検出プローブ81を含む第1光検出手段と、第2検出プローブ91を含む第2光検出手段とを有している。これらのうち、光照射手段における照射プローブ21、第1光検出手段における検出プローブ81、光検出器80、及び回路系、第2光検出手段における検出プローブ91、光検出器90、及び回路系の構成については、図1に示した構成と同様である。

- [0091] 照射プローブ21には、パルス光源20が光ファイバ等を介して接続され、これによって本計測モジュール2における光照射手段が構成されている。すなわち、本実施形態においては、2個のパルス光源10、20が2個の計測モジュール1、2に対する個別の光源として設置されており、光源10、20から供給されたパルス光がそれぞれ計測モジュール1、2において用いられている。光源20から供給された所定波長のパルス光は、光ファイバ及び照射プローブ21を通過し、散乱吸収体SMに対して光照射位置 P_{20} から照射される。
- [0092] これらの計測モジュール1、2を備える計測装置に対して、計測装置の各部の動作タイミングを制御するトリガ回路50が設置されている。このトリガ回路50は、計測モジュール1、2が有する光照射手段及び光検出手段のそれぞれに対してパルス光の照射タイミングまたは光の検出タイミングを指示するタイミング指示手段である。
- [0093] 図17は、図16に示した散乱吸収体計測装置の動作を示すタイミングチャートである。ここで、図17のグラフ(a)は計測モジュール1において照射されるパルス光を示し、グラフ(b)は計測モジュール1の信号処理回路に入力される検出信号及びトリガ信号を示し、グラフ(c)は計測モジュール2において照射されるパルス光を示し、グラフ(d)は計測モジュール2の信号処理回路に入力される検出信号及びトリガ信号を示している。
- [0094] 本実施形態においては、トリガ回路50は、図17のグラフ(a)、(b)に破線 S_{t1} で、また、グラフ(c)、(d)に破線 S_{t2} で示すように、2個のパルス光源10、20のそれぞれに対して、計測モジュール1、2のそれぞれにおける照射プローブ11、21からのパルス光の照射タイミングを指示するトリガ信号を送出する。
- [0095] トリガ信号に応じて光源10、20から出射されたパルス光は、計測モジュール1、2のいずれにおいても、光遅延器等を介さずに、照射プローブ11、21から所定の照射タイミングでパルス光 A_1 、 A_2 として散乱吸収体SMに照射される。また、パルス光源20に対するトリガ信号は、パルス光源10に対するトリガ信号から所定時間 ΔT だけ遅延して送出される(グラフ(a)、(c))。これにより、2個の計測モジュール1、2に対応する照射プローブ11、21から、散乱吸収体SMに対してタイミング間隔 ΔT の異なる照射タイミングで逐次にパルス光が照射される。

- [0096] 第1計測モジュール1において照射プローブ11からパルス光 A_1 が照射されると、検出プローブ61へと到達した光成分が、光検出器60によって検出される。光検出器60は、この検出光に対応して、パルス光 A_1 の照射タイミングから時間 T_1 だけ遅れた検出信号 C_1 を出力する(グラフ(b))。光検出器70による光成分の検出も同様に行われる。
- [0097] 一方、トリガ回路50からの光源10に対するトリガ信号は分岐されて、この計測モジュール1に属する2個の信号処理回路62、72に対しても送られている。分岐されたトリガ信号は遅延回路51を介し、照射プローブ11からのパルス光 A_1 の照射タイミングに同期した所定の検出タイミングで光を検出するためのトリガ信号、例えばTACでのストップ信号として用いられるトリガ信号 B_1 、として信号処理回路62、72へと入力される(グラフ(b))。これにより、光検出器60からの検出信号、及び光検出器70からの検出信号が時間分解計測される。
- [0098] 続いて、第2計測モジュール2において照射プローブ21からパルス光 A_2 が照射されると、検出プローブ81へと到達した光成分が、光検出器80によって検出される。光検出器80は、この検出光に対応して、パルス光 A_2 の照射タイミングから時間 T_2 だけ遅れた検出信号 C_2 を出力する(グラフ(d))。光検出器90による光成分の検出も同様に行われる。
- [0099] 一方、トリガ回路50からの光源20に対するトリガ信号は分岐されて、この計測モジュール2に属する2個の信号処理回路82、92に対しても送られている。分岐されたトリガ信号は遅延回路52を介し、照射プローブ21からのパルス光 A_2 の照射タイミングに同期した所定の検出タイミングで光を検出するためのトリガ信号、例えばTACでのストップ信号として用いられるトリガ信号 B_2 、として信号処理回路82、92へと入力される(グラフ(d))。これにより、光検出器80からの検出信号、及び光検出器90からの検出信号が時間分解計測される。
- [0100] 以上により、2個の計測モジュール1、2で逐次光の照射及び検出を行う計測の一巡が終了する。そして、このような計測を多数回にわたって繰返し、それらの検出結果を積算することにより、TRS法による散乱吸収体の内部情報の計測に用いられる検出光の時間分解波形が得られる。なお、トリガ回路50は、信号処理回路に加えて

、検出プローブ及び光検出器の間に設けられたシャッターの動作タイミング等をも併せて制御しても良い。また、ゲーティング機能を備えた光検出器を使用する場合には、シャッターに替えて、光検出器をON/OFFさせるゲート動作のタイミングをトリガ回路50から制御しても良い。

- [0101] 上記実施形態による散乱吸収体計測装置、及び計測方法の効果について説明する。
- [0102] 図16及び図17に示した計測装置、及び計測方法においては、計測モジュールを複数個設置することによって、多チャンネルでの散乱吸収体計測が実現されている。また、パルス光を用いるとともに、パルス光の照射タイミングと光の検出タイミングとを同期させることにより、TRS法による計測が可能となっている。
- [0103] また、2個の計測モジュール1、2のそれぞれにおける光の照射及び検出を、互いに異なるタイミングで行うこととしている。これにより、隣接するチャンネルの計測モジュール1、2が散乱吸収体SM上で近接して配置される場合であっても、チャンネル間でのクロストークが抑制される。さらに、計測モジュールの近接配置が許容される。これにより、空間的な制約を受けることなく、所望の空間分解能で計測を行うことが可能となる。
- [0104] また、上記実施形態の計測装置及び計測方法では、N個(図16に示した例では2個)の計測モジュールで逐次に光の照射及び検出を行って計測を一巡させ、それを複数回にわたって繰返して検出光の時間分解計測を行っている。このように、複数の計測モジュールでの計測を、1回ずつ計測モジュールを切り換えて逐次に行うことにより、計測モジュール間での計測タイミングのずれはパルス光の照射タイミングの間隔 ΔT 程度となる。これにより、散乱吸収体の内部情報の変化に対して、充分なリアルタイム性をもって内部情報を計測することが可能となる。
- [0105] 本発明による散乱吸収体計測装置、及び計測方法は、上記した実施形態に限られるものではなく、様々な変形が可能である。例えば、各計測モジュールに設けられる光検出手段(検出プローブ)の個数については、1個または複数個で適宜設定して良い。また、照射プローブ及び検出プローブの具体的な配置等についても、様々な構成を用いることができる。

- [0106] また、散乱吸収体に対してパルス光を照射する光照射手段の構成については、図16に示したような構成では、一般には、N個の光照射手段において、それぞれ1個の光照射手段に対してパルス光を供給するようにN個の光源が設置された構成となる。また、図1に示したような構成では、一般には、N個の光照射手段において、それぞれ複数個の光照射手段に対してパルス光を供給するようにM個(Mは1以上N未満の整数)の光源が設置された構成となる。また、パルス光の照射の切り換えについては、光スイッチ等を用いても良い。
- [0107] また、光検出手段の構成については、上記した実施形態では、すべての光検出手段(検出プローブ)がそれぞれ1個の計測モジュールに属する構成となっている。これに対して、各計測モジュールに設けられる光検出手段のうちの一部が、複数の計測モジュールによって共有された構成を用いても良い。
- [0108] 図18に、そのような計測モジュールの配置例を示す。この例では、照射プローブ11を含む第1計測モジュール1と、照射プローブ21を含む第2計測モジュール2とによって、1個の検出プローブ41が共有されている。
- [0109] 図19は、図18に示したプローブ構成を用いた場合における、図1に示した計測装置の構成の変形例を示すブロック図である。また、図20は、図18に示したプローブ構成を用いた場合における、図16に示した計測装置の構成の変形例を示すブロック図である。なお、図19、図20においては、それぞれ図1、図16と同様の構成となる部分については図示を省略している。
- [0110] これらの構成例では、検出プローブ41が照射プローブ11、21の両者からの光の検出に用いられることに対応して、シャッター41a、光検出器40、信号処理回路42、及びA/D変換器43の後段に設けられるヒストグラムメモリとして、計測モジュール1での計測に対して用いられる第1メモリ46と、計測モジュール2での計測に対して用いられる第2メモリ47との2つのメモリを設けている。また、A/D変換器43と、2つのメモリ46、47との間には、セクタ45が設けられている。
- [0111] このような構成において、光の検出タイミング指示のためにトリガ回路50から信号処理回路42へと送出されるトリガ信号が、セクタ45に入力されている。セクタ45は、トリガ回路50からの指示信号にしたがい、パルス光を照射したのが照射プローブ11

、21のどちらであるかに対応して、A/D変換器43からのデジタルデータの格納先をメモリ46、47へと振り分ける。これにより、検出プローブ41が計測モジュール1、2で共有されている場合であっても、それぞれに対応するデータを別々に取得することができる。

[0112] このように、光検出手段の構成については、光検出手段のうちの一部が複数の計測モジュールによって共有される構成を含めて、様々な構成を用いることができる。また、検出プローブが共有される構成や、1つのプローブが照射プローブと検出プローブとに兼用される構成等を用いることにより、計測データの取得数を増加させることができる。

[0113] 図21は、散乱吸収体に対する計測モジュールの配置の他の例を示す図である。ここで、図21の配置例(a)～(c)において、プローブ間を結ぶ破線は計測データを取得可能な計測点(データ取得区間)を示している。また、隣接するプローブ間の距離は3cmである。これらの図21の配置例(a)～(c)に示す構成は、内側に4個の照射プローブ(白丸)を配置し、外側に12個の検出プローブ(黒丸)を配置した同様の構成となっているが、検出プローブの共有などの条件が異なっている。

[0114] 図21の配置例(a)では、内側の4個のプローブを照射プローブのみに用い、外側の12個の検出プローブをそれぞれ1個の照射プローブに対応させて用いている。この場合、計測データを取得可能な計測点は12点となる。また、配置例(b)では、内側の4個のプローブが照射プローブと検出プローブとに兼用される構成となっている。この場合、計測点は配置例(a)よりも2点多い14点となる。

[0115] さらに、配置例(c)では、内側の4個のプローブが照射プローブと検出プローブとに兼用されるとともに、検出プローブが複数の照射プローブ(計測モジュール)によって共有される構成となっている。この場合、計測点は配置例(b)によりもさらに12点多い26点となる。このように、プローブの共有や兼用により、計測データの取得数が増加し、画像化の条件により適したものとなる。

[0116] ただし、図21の配置例(b)及び(c)に示すようにプローブが照射プローブと検出プローブとに兼用される構成では、そのプローブが照射プローブとして使用される場合に検出プローブとしての機能を停止する必要があるため、電源を高速にON/OFF

できるPMTを用いることが好ましい。また、配置例(c)に示すように検出プローブが複数の計測モジュールに共有される場合には、そのデータ割振りを高速に行うため、ソフトウェアレベルではなくハードウェアレベルで順次メモリ等を切り換えてデータを蓄えることが好ましい。

産業上の利用可能性

[0117] 本発明は、空間的な制約を受けることなく、チャンネル間でのクロストークを抑制することが可能な散乱吸収体計測装置及び計測方法として利用可能である。

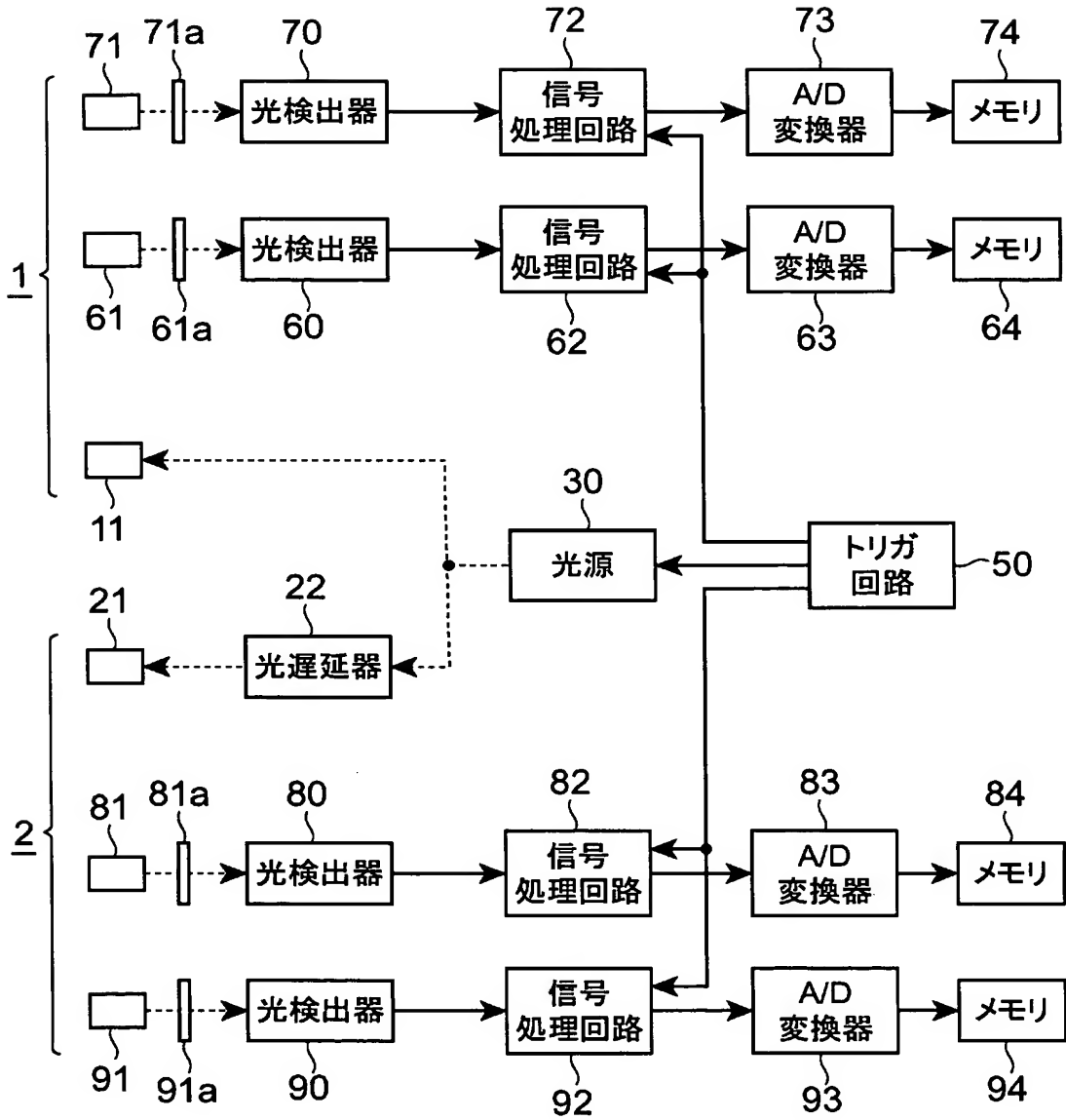
請求の範囲

- [1] 散乱吸収体に対してその内部情報を非侵襲的に計測するためのパルス光を所定の光照射位置から照射する光照射手段、及び前記光照射手段から照射されて前記散乱吸収体の内部を伝搬した光をそれぞれ所定の光検出位置で検出する少なくとも1個の光検出手段をそれぞれ有するN個(Nは2以上の整数)の計測モジュールを備え、
- 前記N個の計測モジュールに対応するN個の前記光照射手段は、前記散乱吸収体に対して異なる照射タイミングで逐次に前記パルス光を照射し、前記光検出手段は、対応する前記光照射手段での前記照射タイミングと同期した検出タイミングで光を検出することを特徴とする散乱吸収体計測装置。
- [2] 前記N個の計測モジュールが有する前記光照射手段及び前記光検出手段のそれぞれに対して前記照射タイミングまたは前記検出タイミングを指示するタイミング指示手段を備えることを特徴とする請求項1記載の散乱吸収体計測装置。
- [3] 前記照射タイミングが連続する2個の前記光照射手段の間での前記照射タイミングの間隔が $1\mu\text{sec}$ 以下であることを特徴とする請求項1または2記載の散乱吸収体計測装置。
- [4] N個の前記光照射手段において、それぞれ1個の前記光照射手段に対して前記パルス光を供給するようにN個の光源が設置されていることを特徴とする請求項1〜3のいずれか一項記載の散乱吸収体計測装置。
- [5] N個の前記光照射手段において、それぞれ複数個の前記光照射手段に対して前記パルス光を供給するようにM個(Mは1以上N未満の整数)の光源が設置されていることを特徴とする請求項1〜3のいずれか一項記載の散乱吸収体計測装置。
- [6] 複数の前記光検出手段のうちの一部は、複数の前記計測モジュールによって共有されていることを特徴とする請求項1〜5のいずれか一項記載の散乱吸収体計測装置。
- [7] 散乱吸収体に対してその内部情報を非侵襲的に計測するためのパルス光を所定の光照射位置から照射する光照射手段、及び前記光照射手段から照射されて前記散乱吸収体の内部を伝搬した光をそれぞれ所定の光検出位置で検出する少なくとも

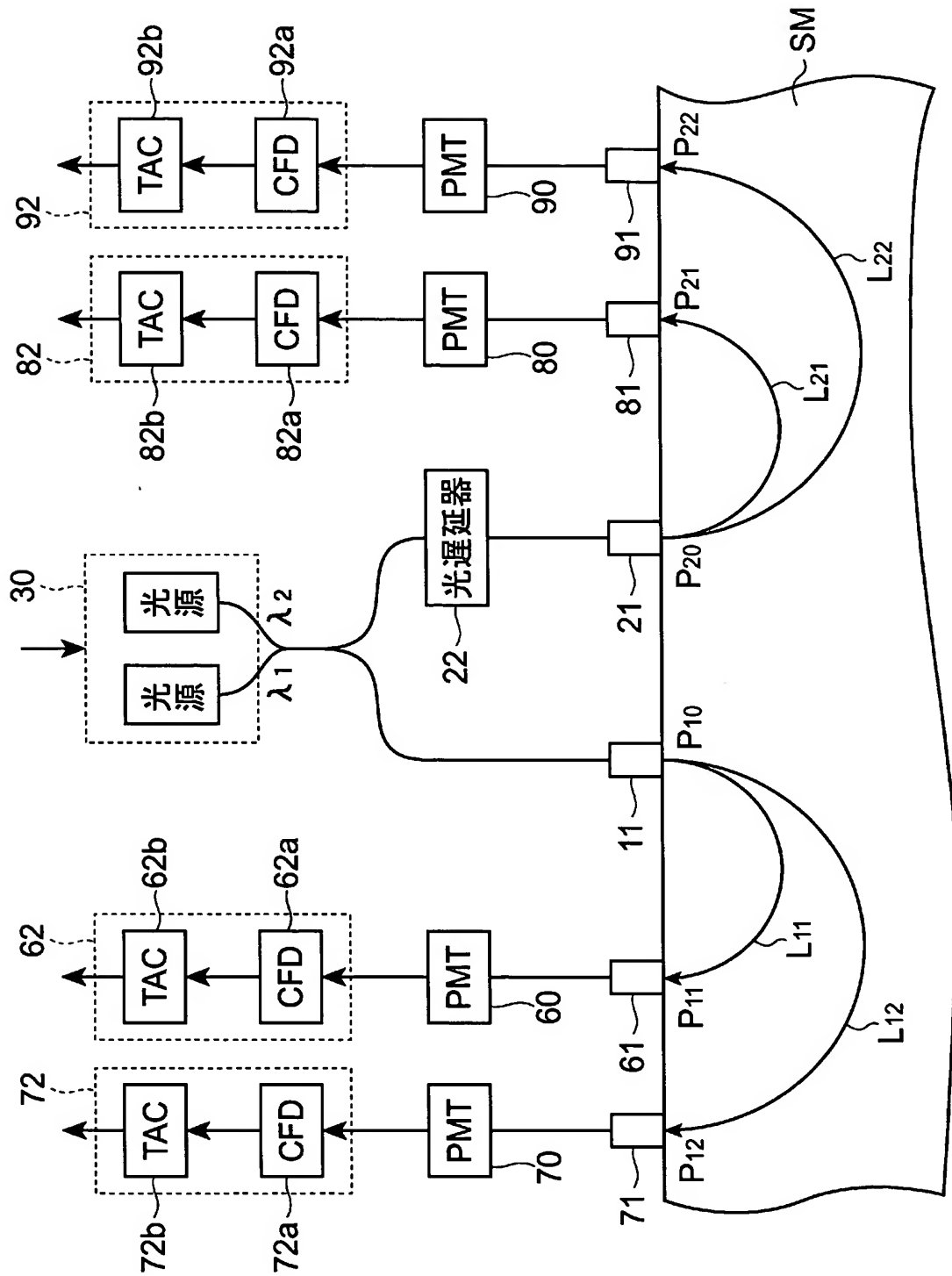
1個の光検出手段をそれぞれ有するN個(Nは2以上の整数)の計測モジュールを備える計測装置を用い、

前記N個の計測モジュールに対応するN個の前記光照射手段は、前記散乱吸収体に対して異なる照射タイミングで逐次に前記パルス光を照射し、前記光検出手段は、対応する前記光照射手段での前記照射タイミングと同期した検出タイミングで光を検出することを特徴とする散乱吸収体計測方法。

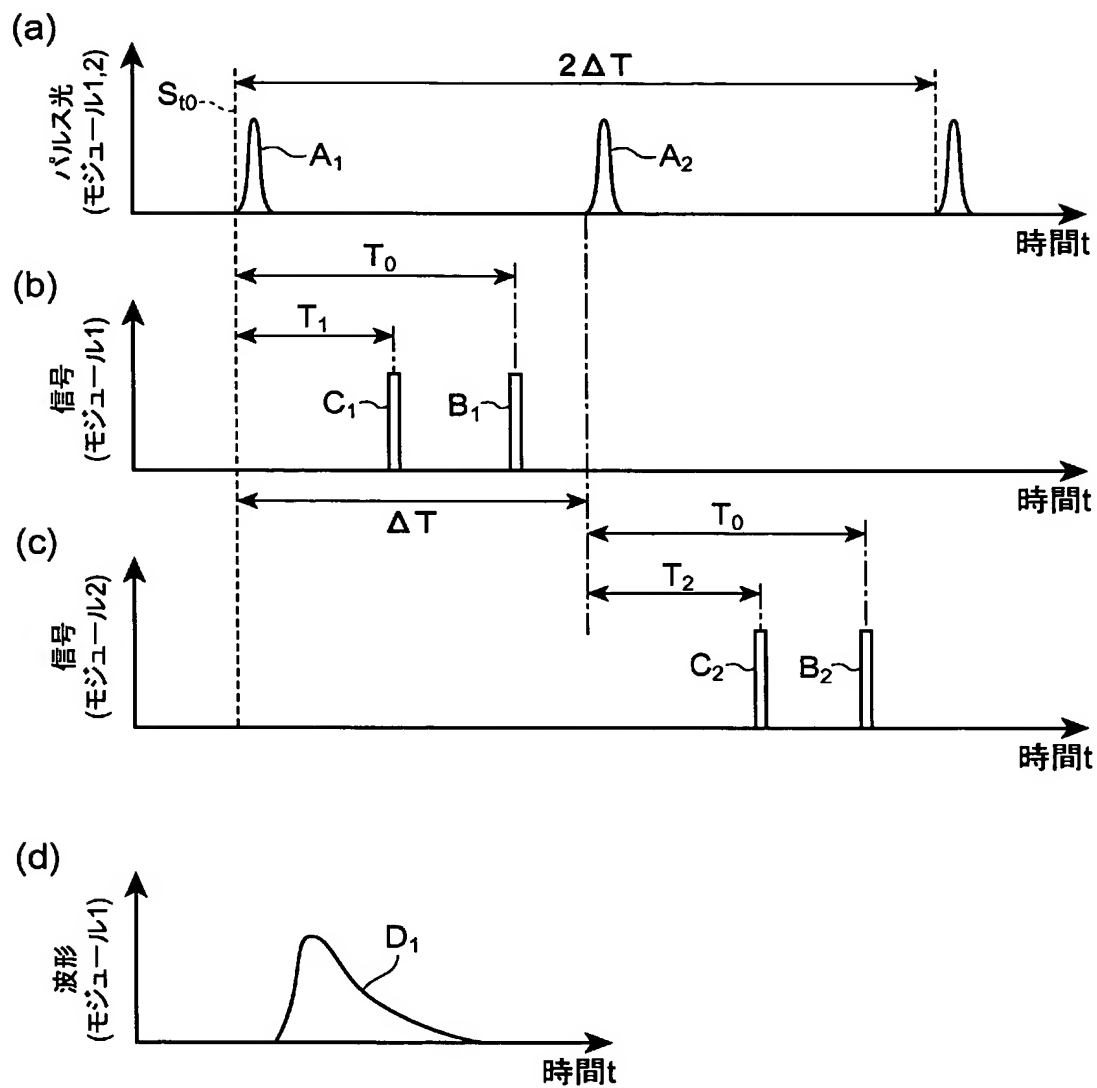
[図1]



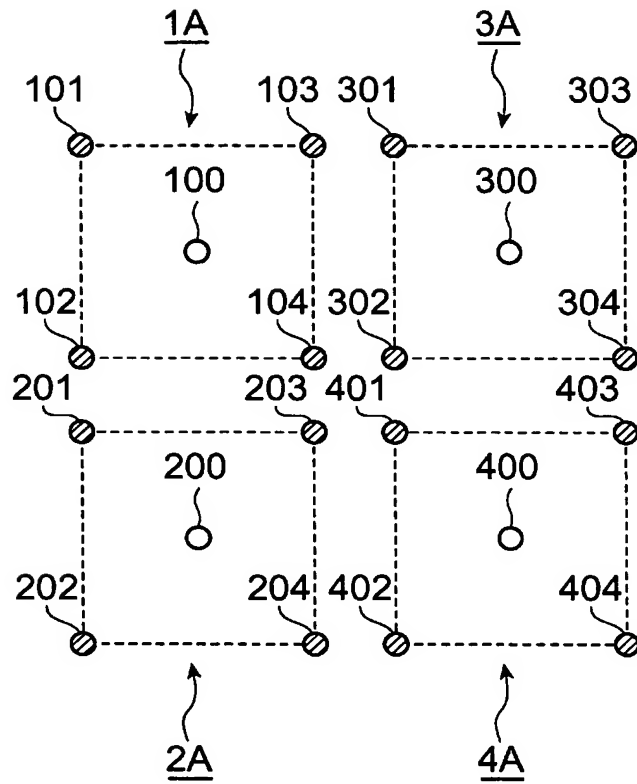
[図2]



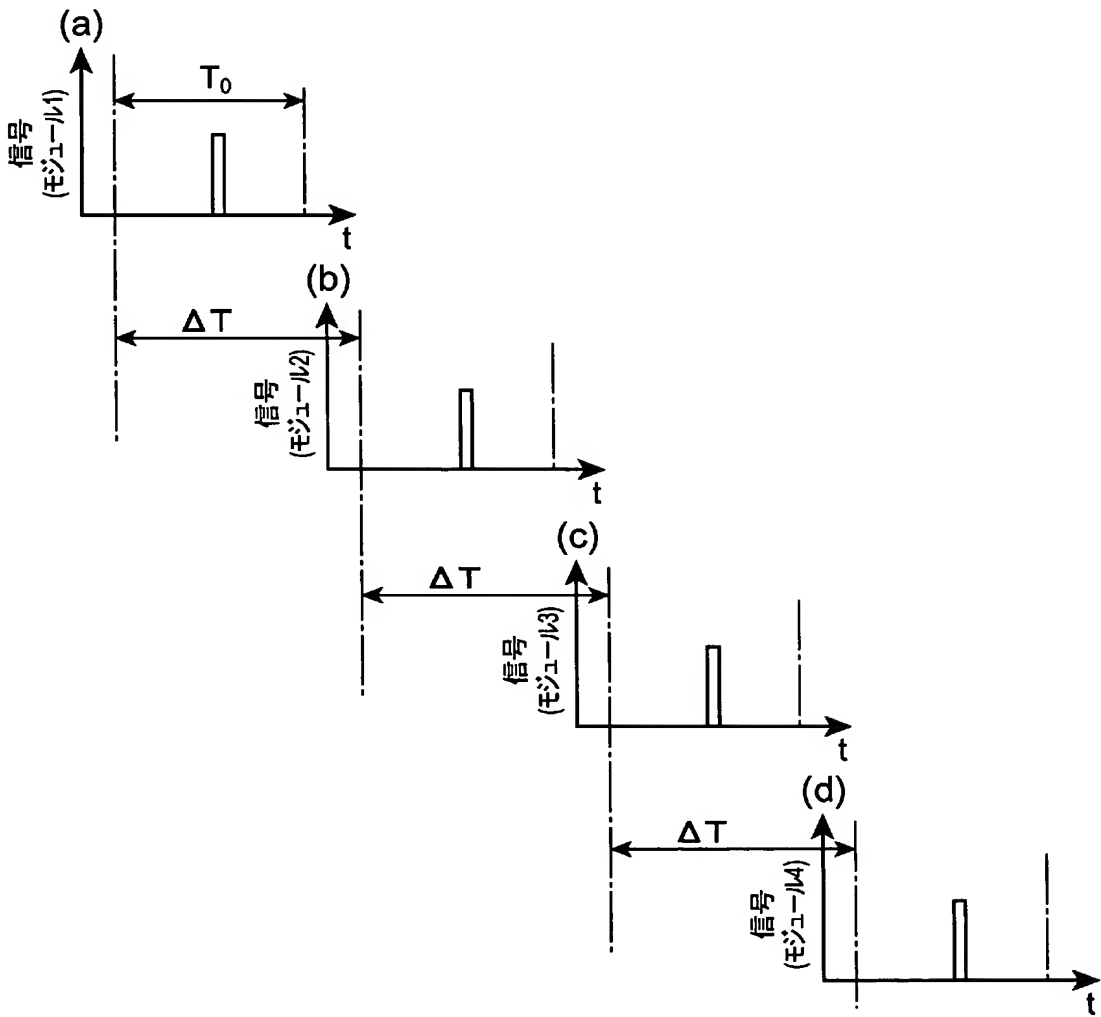
[図3]



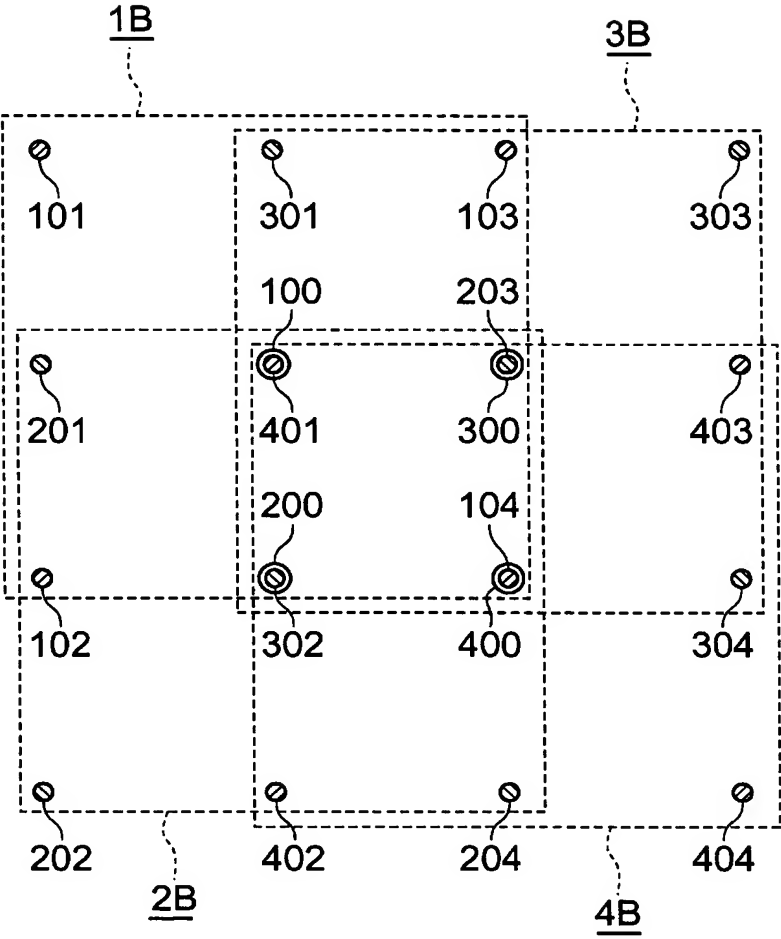
[図4]



[図5]

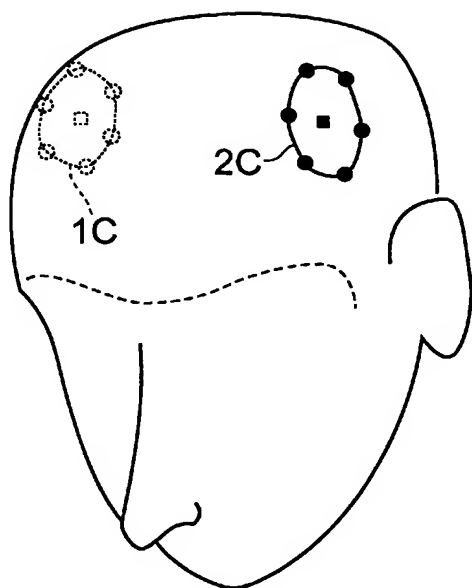


[図6]

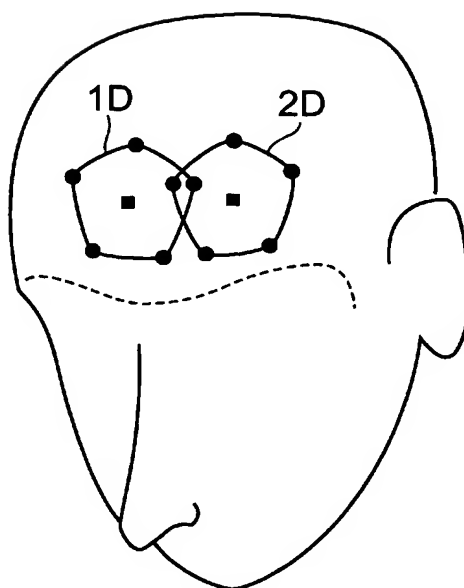


[図7]

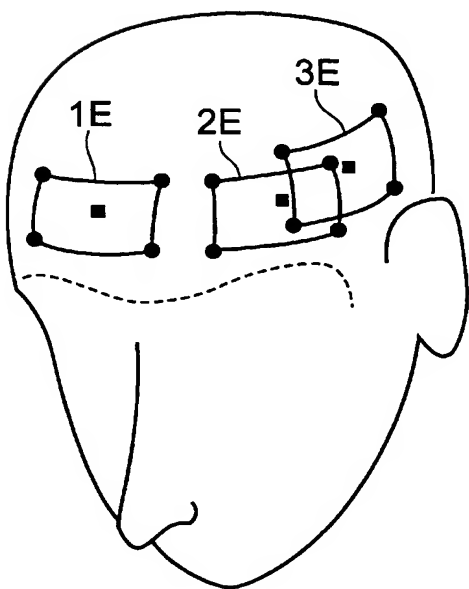
(a)



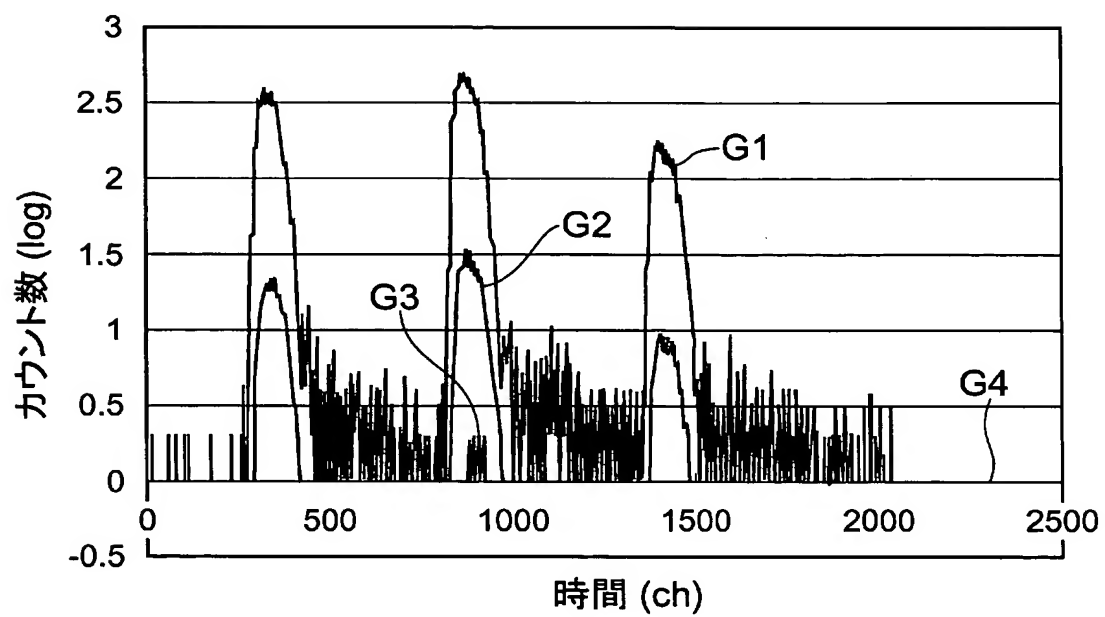
(b)



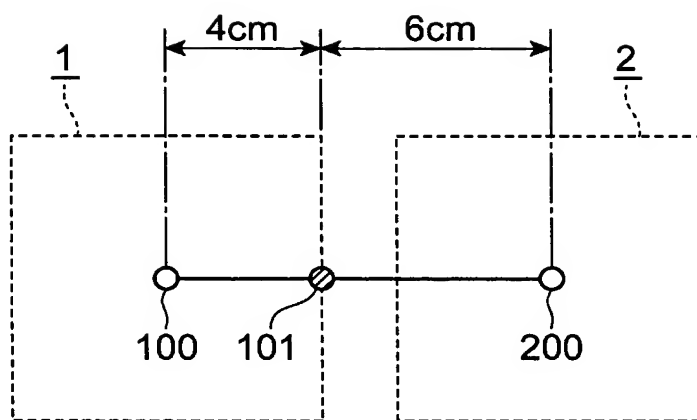
(c)



[図8]

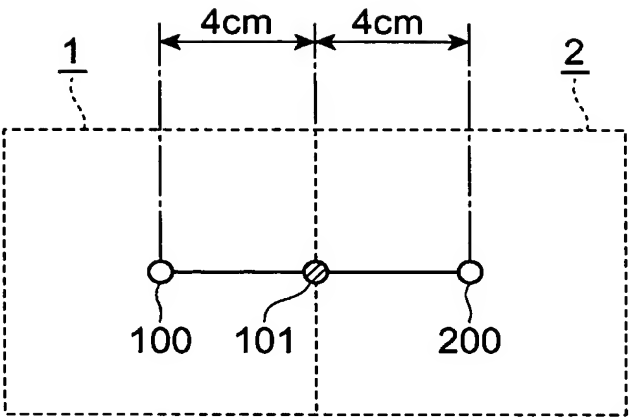


[図9]

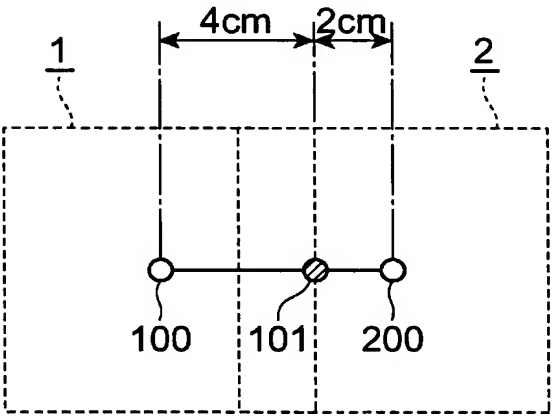


[図10]

(a)

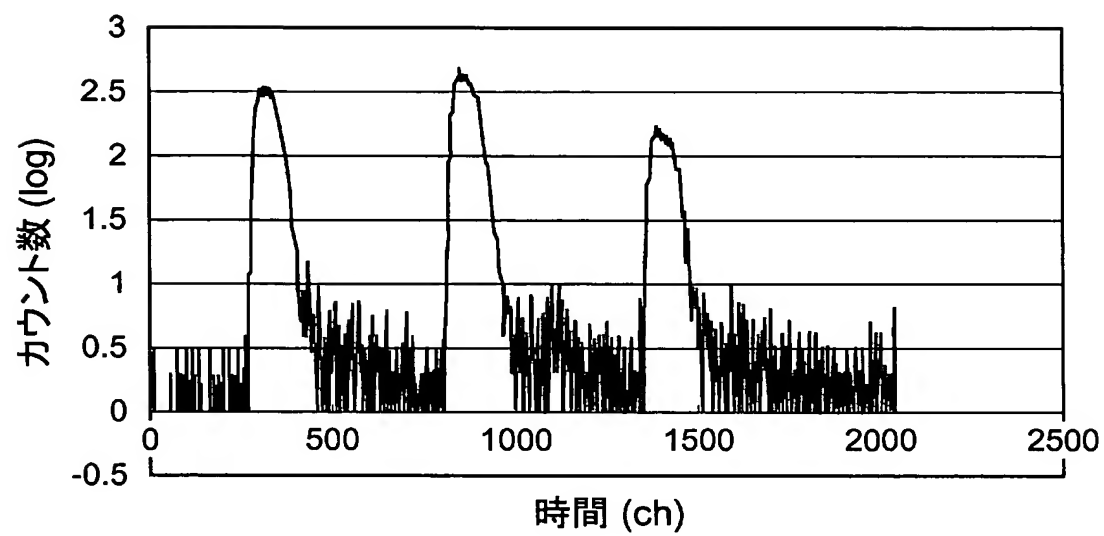


(b)

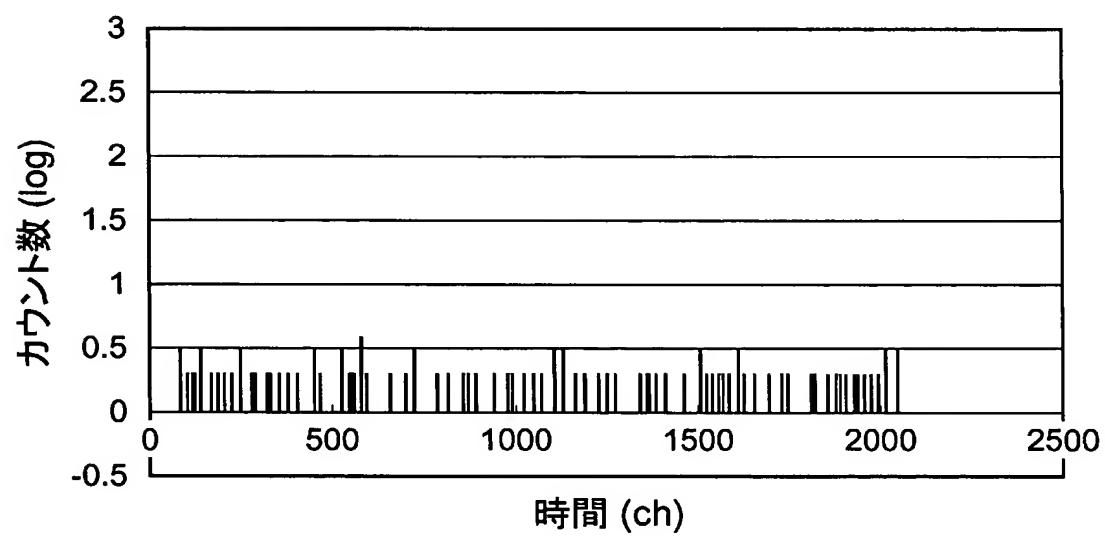


[図11]

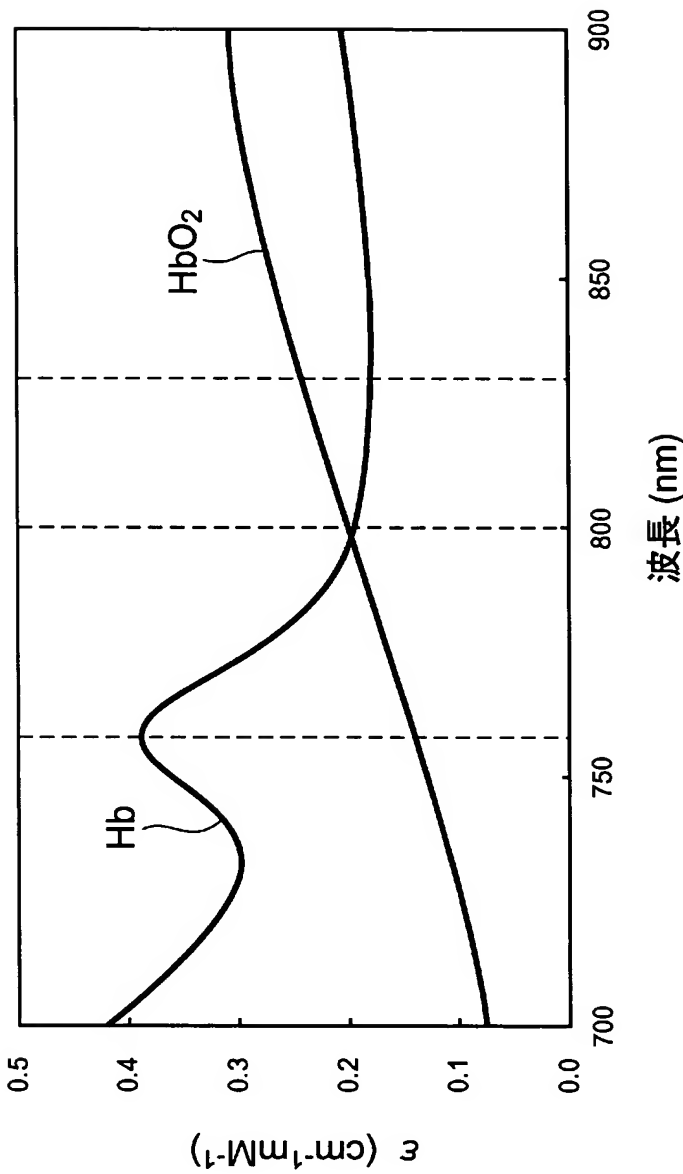
(a)



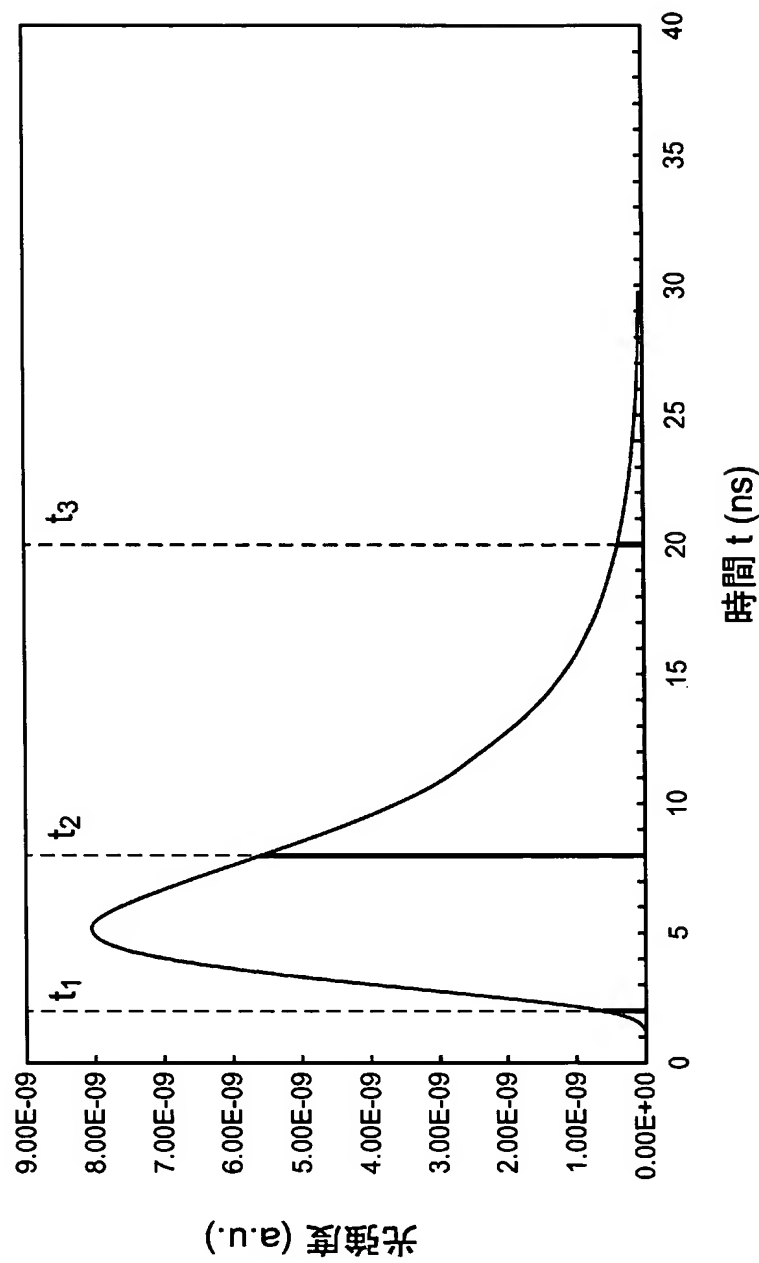
(b)



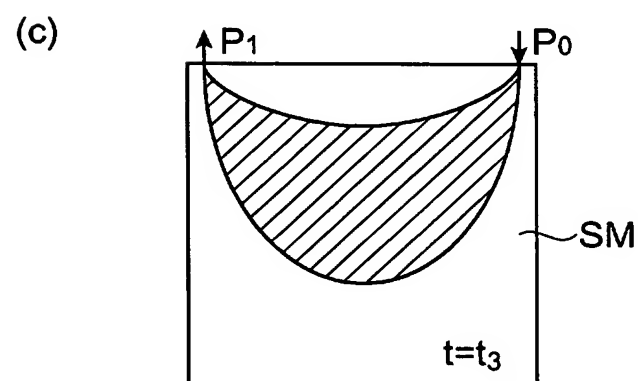
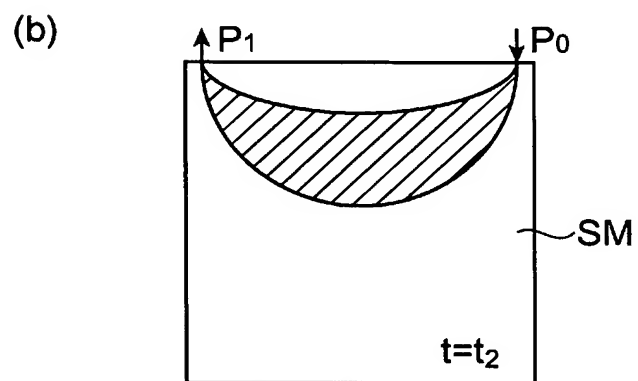
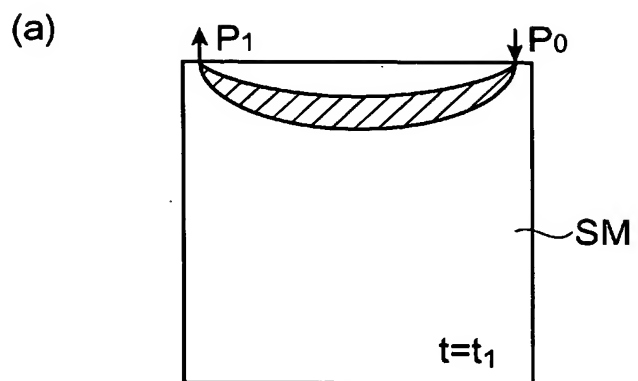
[図12]



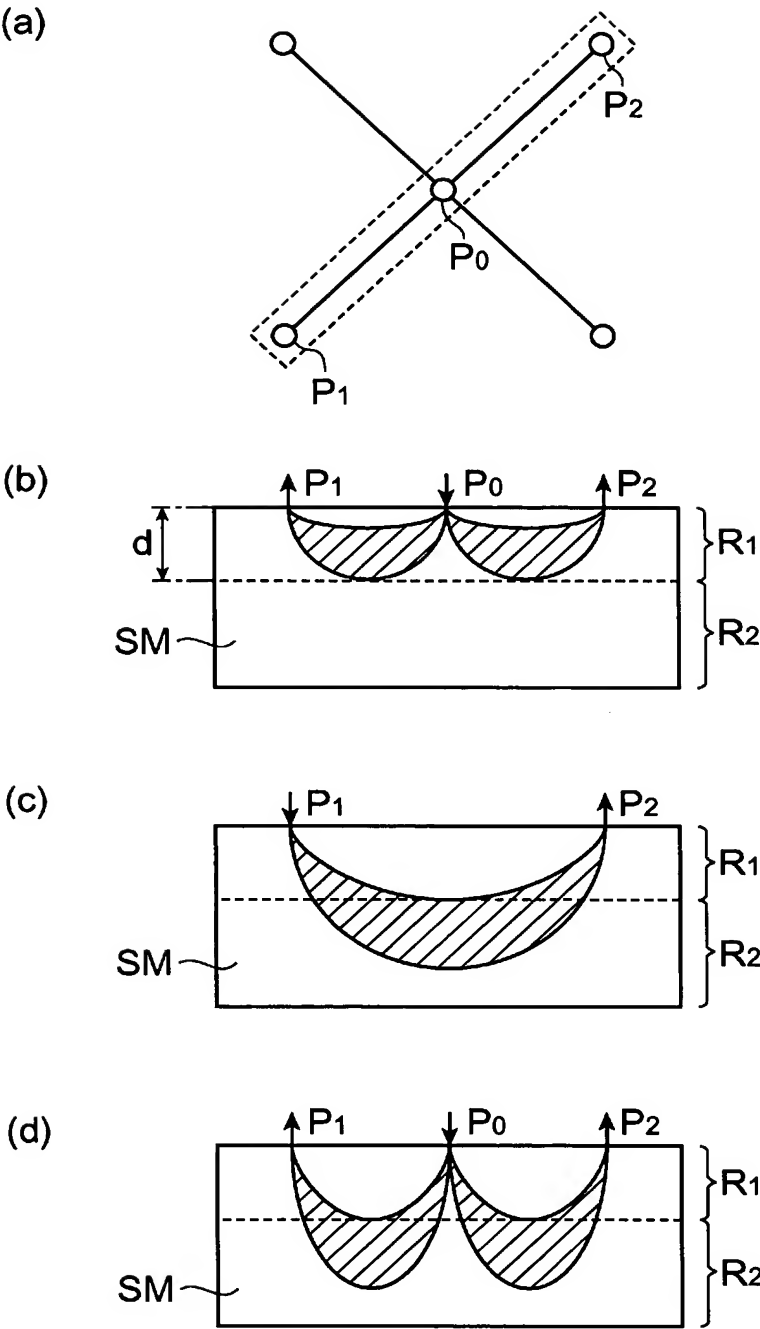
[図13]



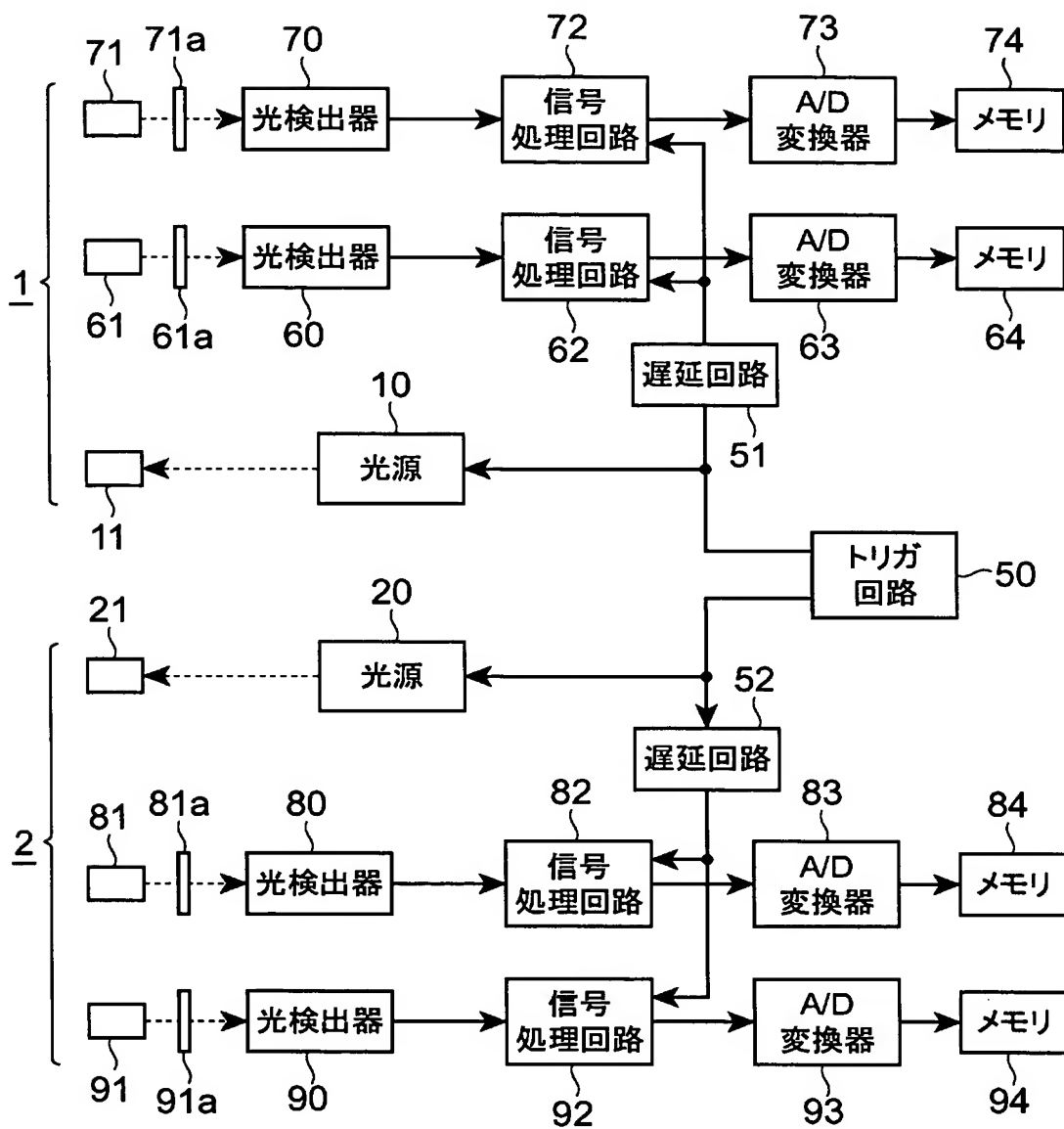
[図14]



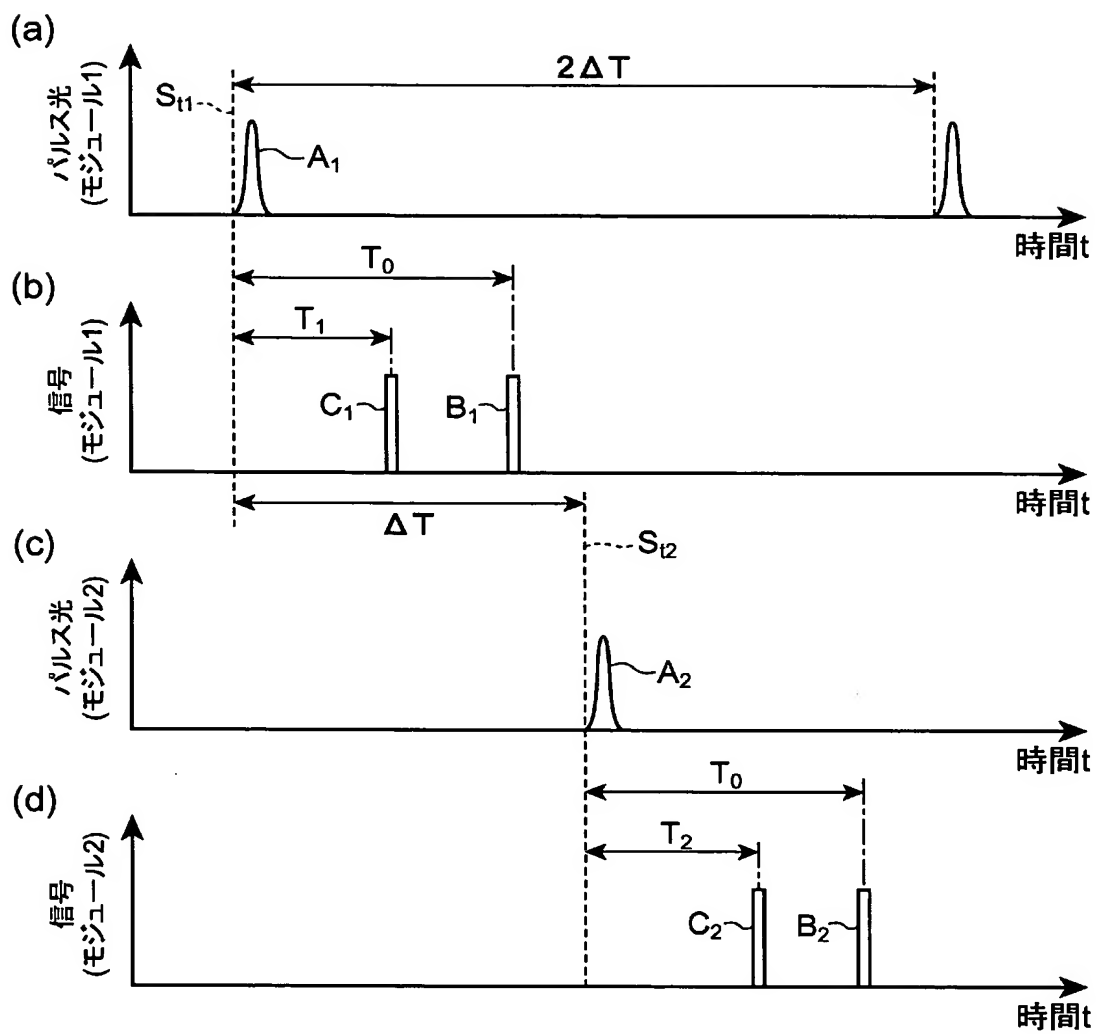
[図15]



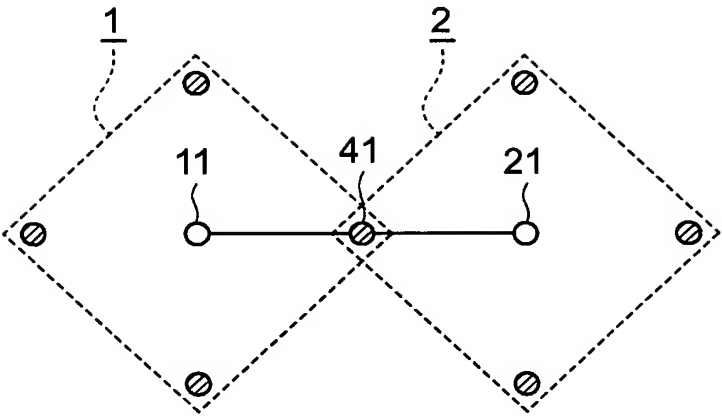
[図16]



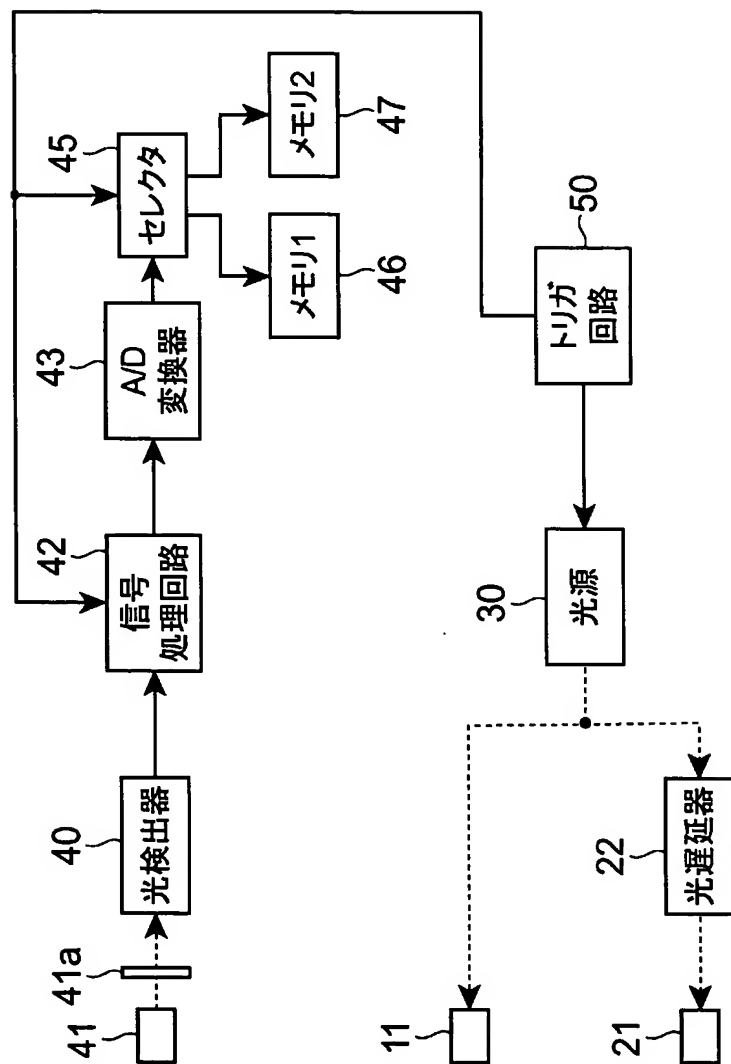
[図17]



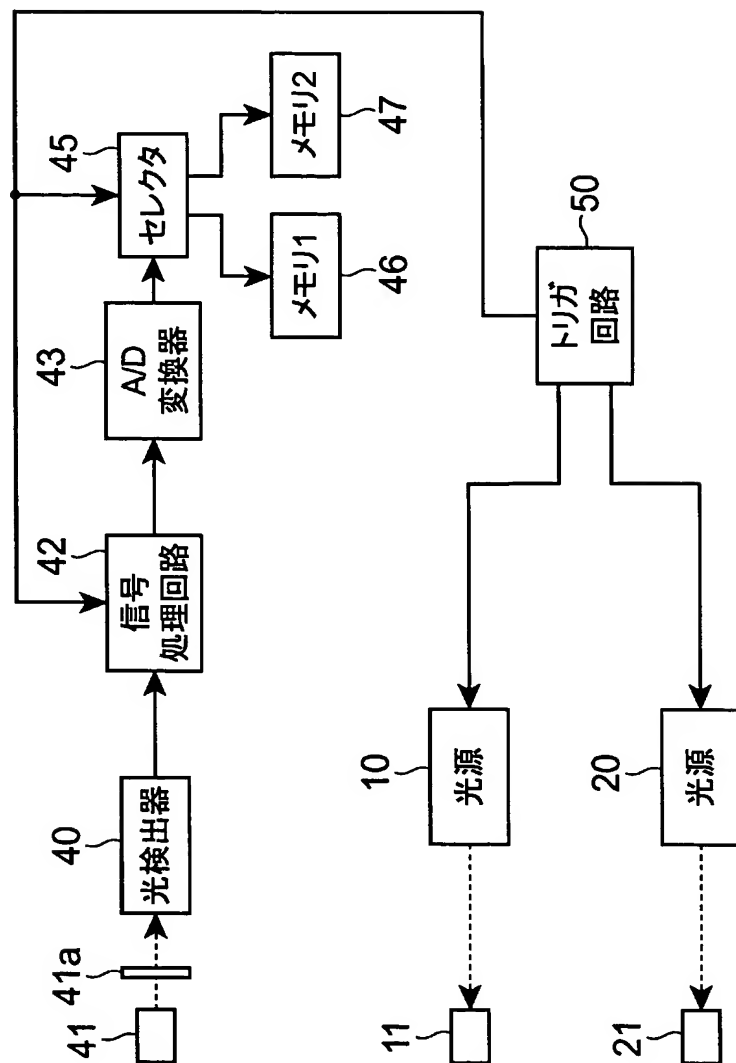
[図18]



[図19]

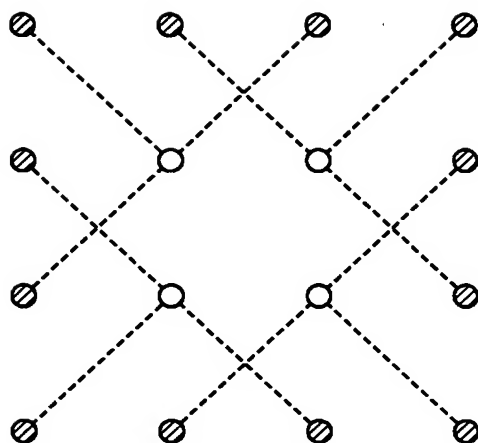


[図20]

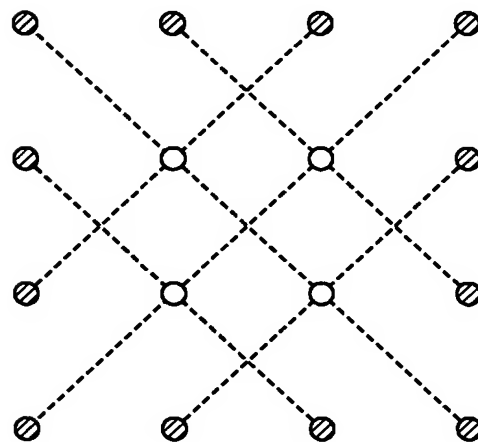


[図21]

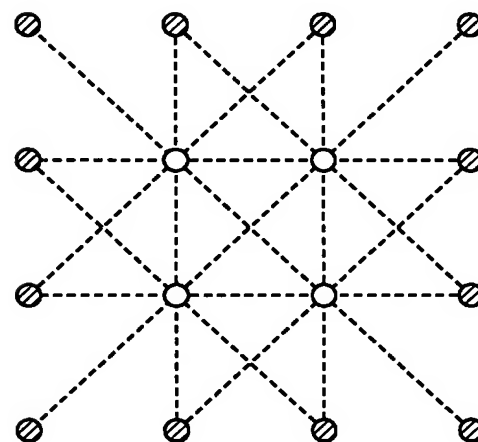
(a)



(b)



(c)



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/010497

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ G01N21/17, A61B10/00, A61B5/14

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ G01N21/00-21/61, A61B10/00, A61B5/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

PATOLIS

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2003-144437 A (Hitachi Medical Corp.), 20 May, 2003 (20.05.03), Full text (Family: none)	1, 5, 7
A	JP 9-184800 A (Shimadzu Corp.), 15 July, 1997 (15.07.97), Full text (Family: none)	1-7
X	JP 2002-172106 A (Hitachi, Ltd.), 18 June, 2002 (18.06.02), Full text (Family: none)	1, 5, 7

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
06 August, 2004 (06.08.04)Date of mailing of the international search report
31 August, 2004 (31.08.04)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/010497

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-102230 A (Keio University), 09 April, 2002 (09.04.02), Full text (Family: none)	1-7
X Y	JP 2001-337033 A (Shimadzu Corp.), 07 December, 2001 (07.12.01), Full text (Family: none)	1, 2, 4, 5, 6, 7 3
Y	JP 6-343625 A (Hamamatsu Photonics Kabushiki Kaisha), 20 December, 1994 (20.12.94), Full text (Family: none)	3

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ G01N21/17 A61B10/00 A61B5/15

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ G01N21/00-21/61 A61B10/00 A61B5/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)
PATOLIS

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 2003-144437 A(株式会社日立メテック), 2003. 05. 20, 全文, (ファミリーなし)	1, 5, 7
A	JP 9-184800 A(株式会社島津製作所) 1997. 07. 15, 全文, (ファミリーなし)	1-7
X	JP 2002-172106 A(株式会社日立製作所) 2002. 06. 18, 全文, (ファミリーなし)	1, 5, 7
A	JP 2002-102230 A(学校法人慶應義塾) 2002. 04. 09, 全文, (ファミリーなし)	1-7
X Y	JP 2001-337033 A(株式会社島津製作所) 2001. 12. 07, 全文, (ファミリーなし)	1, 2, 4, 5, 6, 7 3
Y	JP 6-343625 A(浜松ホニダ株式会社) 1994. 12. 20, 全文, (ファミリーなし)	3

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

06. 08. 2004

国際調査報告の発送日

31.08.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
郵便番号 100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

樋口 宗彦

2W

9118

電話番号 03-3581-1101 内線 3290